



**Francisco Luís
Caiano Alberto**

**Biomecânica da articulação tibiotársica - nativa
versus artroplástica**



**Francisco Luís
Caiano Alberto**

Biomecânica da articulação tibiotársica - nativa versus artroplástica

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar com agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e de Abel Nascimento, Professor Catedrático convidado da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Vogal - Arguente Principal

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca
Professor Auxiliar convidado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Vogal - Orientador

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Auxiliar com agregação da Universidade de Aveiro

Agradecimentos / Acknowledgements

Um especial agradecimento ao Professor Doutor António Manuel Godinho Completo pela sua total disponibilidade e orientação. Quero também agradecer ao Professor Doutor Abel Nascimento por ter disponibilizado a prótese utilizada neste trabalho. Quero agradecer à CENTAC (Centro de Tomografia Computorizada de Aveiro, Lda) por ter disponibilizado uma ressonância magnética da articulação do tornozelo intato. Quero agradecer especialmente ao meu pai, à minha mãe e à minha irmã por todo o esforço e apoio dado. Um especial agradecimento a toda a minha família e amigos chegados que sempre me deram força e nunca me deixaram desistir. Um agradecimento muito especial à minha namorada por toda a força e apoio e ajuda, por estar sempre ao meu lado nunca me deixando desistir.

Palavras-chave

Biomecânica; Articulação tíbio társica; Artroplastia; Método elementos finitos; stress-shielding

Resumo

A artrodese, operação cirúrgica que consiste na imobilização de uma articulação através da fusão óssea, era a solução preferida para reparar lesões graves na articulação do tornozelo. No entanto, esta solução apresenta uma grande limitação relacionada com falta de mobilidade na articulação, o que limita fortemente o aspeto da mobilidade e qualidade de vida dos pacientes. Assim, surge mais recentemente a artroplastia da articulação tibiotársica como uma solução para manter a mobilidade da articulação. No entanto, apesar de os primeiros modelos de implantes para a articulação tibiotársica terem surgido há mais de 30 anos, e ter existido uma evolução contínua do seu design e materiais continuam a existir problemas associados a artroplastia desta articulação normalmente associada a elevados níveis de insucesso. Assim, o objetivo da presente dissertação foi realizar uma caracterização biomecânica do ponto de vista estrutural da articulação nativa e protésica com um dos implantes de última geração, por forma a melhor conhecer o comportamento das estruturas ósseas adjacente e identificar possíveis riscos para o sucesso deste procedimento tais como; sobrecarga localizada associada ao efeito de fratura óssea por fadiga ou efeito de stress-shielding normalmente associado à reabsorção óssea a termo em torno de implantes. Foram assim desenvolvidos modelos geométricos da articulação tibiotársica a partir de imagens de ressonância magnética de um paciente com a articulação saudável. Posteriormente com base nesta informação geométrica foram desenvolvidos modelos de elementos finitos da articulação nativa primeiramente e depois da protésica após reconstrução geométrica dos componentes do implante *Salto Talaris*® *Total Ankle Prosthesis*. Com base nestes modelos foram analisadas duas condições de ligação do implante ao osso; uma em atrito representativa de uma condição pós operatória, e rigidamente ligado ao osso representativa de uma situação clínica de longo termo. A estes modelos foram aplicadas condições de carga e fronteiras representativas do ciclo de marcha e da corrida para três posições angulares distintas da articulação. Os resultados obtidos evidenciam que nem a tíbia nem o tálus são imunes a introdução do implante, pois ambas as estruturas ósseas exibem alterações significativas nos níveis de deformação óssea aquando da artroplastia. Na situação pós-operatória os níveis de deformação no osso esponjoso e cortical foram em determinadas localizações bastantes superiores aos níveis de deformação da articulação intacta. Este aumento do nível de deformação por sobrecarga localizada pode ser associado a um risco de fratura óssea por efeito de cargas cíclicas ou seja de fadiga. Assim, será de todo conveniente nesta situação pós operatória que o paciente realize apenas carga parcial sobre a articulação por forma a reduzir o risco identificado, isto pode ser feito com a utilização de muletas. Ainda na situação pós-operatória, para o ciclo de marcha do caminhar os micromovimentos entre o implante e os osso foram bastante reduzidos e inferiores ao limite para a promoção da adesão óssea,

evidenciado o favorável design do implante, Durante a corrida, no tálus o valor dos micromovimentos está acima do valor limite para o risco de não osteointegração, o que poderá levar à migração do implante. Já na situação de longo termo, em que é suposto uma ligação rígida do implante ao osso, foram identificadas regiões em que os níveis de deformação no osso foram inferiores aos observados na articulação intacta, estando portanto associado um efeito de stress-shielding e logo de reabsorção óssea. No entanto a magnitude das reduções de deformação observadas não parecem por si só suficientes para que este fenómeno possa apresentar um risco real. Igualmente os níveis das tensões de vonMises identificados nos diferentes componentes do implante foram sempre inferiores às tensões limite de fadiga dos respetivos materiais, pelo que o risco de dano do implante é reduzido. Podemos assim concluir que do ponto de vista estrutural os riscos associados à artroplastia tibiotársica com este implante parecem reduzidos, apesar de estes resultados necessitarem de uma validação complementar ao nível experimental.

Keywords

Biomechanics; Ankle joint, Arthroplasty, Finite elements method, Stress-shielding

Abstract

Arthrodesis, surgical immobilization of a joint by a bone fusion, was the favorite solution to repair serious injuries of the ankle joint. However this solution results in to a terrible limitation related to lack of the joint's mobility, restricting the mobility and the patient's quality of life. Therefore, it was from this problem that the arthroplasty of the ankle joint emerged, becoming the best solution to maintain the joint's mobility. However, and despite of the first implant models have appeared more than 30 years ago and that there has been a continuous evolution of its design and materials, there are still some problems related to ankle's arthroplasty, usually associated to high levels of failure. So, the purpose of this dissertation was to do a biomechanical characterization from a structural point of view of the native and prosthetic joint with one of the last generations' implant, in order to know the adjacent bones structure behavior and to identify possible risks for the success of this procedure, such as: the localized overload related to the effect of the bone fracture by fatigue or effect of stress-shielding, usually associated to the bone reabsorption around implants. This way, were therefore performed geometric models of the tibiotarsal articulation obtained from a CT scan images of a patient with a healthy joint. Subsequently, and based upon this geometric information, there were developed finite element models of the native joint initially, and then of the prosthetic joint after geometric reconstruction of the Salto Talaris® Total Ankle Prosthesis implant's components. Based upon these models, there were analyzed two conditions of connection of the implant to the bone: one in friction representative of a postoperative condition, the other rigidly connected to the bone representative of a clinical situation in a long-term. To these models it was applied load conditions and representative boundary conditions to the gait cycle and to the running phase for three distinct angular positions of the joint. The obtained results showed up that not even the Tibia or even Talus are immune to introduction of the implant, since both bone structures show significant modifications in the levels of bone deformation in the presence of the arthroplasty. In the post-op, the deformation levels on the spongy and cortical bone were in certain locations much higher to the deformation levels of the intact joint. This increase of the deformation level by located overload can be associated to a risk of bone fracture by effect of the cyclical loads, in other words, of fatigue. So, it will be appropriate in this post-operative situation that the patient only does partial weight-bearing on the joint to reduce the identified risk. For that, the patient should use crutches or others walking aids to help him with mobility and protect the implant and the joint.

Still in the postoperative situation, for the walking gait cycle the micromovements between the implant and the bones very reduced and inferior to the limit for a promotion of bone adhesion. During the run, in the talus, the value of micromovements is above the limit value for the risk of non-osseointegration, which may lead to implant migration. In the long-term situation, where a rigid bone-to-bone connection is assumed, regions where bone deformation levels were lower than those observed in the intact joint were associated with a stress-shielding effect and, soon after, bone resorption. However, the magnitude of the deformation reductions observed does not in itself appear sufficient to present a real risk. Equally, the tensions of Von Mises levels identified in the different components of the implant were always lower to the tensions limit of fatigue of the respective materials, which can be concluded that the risk of implant damage is reduced. So, we can conclude that from the structural point of view, the risks associated to the tibiotarsal arthroplasty with this implant seems reduced, despite of these results need a complementary validation at the experimental level.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objetivos	1
1.3	Organização	2
2	Articulação do tornozelo	3
2.1	Anatomia	3
2.1.1	Estrutura articular	3
2.1.2	Articulação subtalar	3
2.1.3	Articulação tibio-talar	4
2.1.4	Articulação transversa do tarso	4
2.1.5	Planos e eixos anatômicos de referência	4
2.1.6	Estrutura óssea	5
2.1.7	Estrutura ligamentar	6
2.1.8	Estrutura muscular	8
2.2	Biomecânica	10
2.2.1	Ciclo de marcha	10
2.2.2	Amplitudes de movimento	12
2.2.3	Estrutura óssea	13
2.2.4	Forças aplicadas na articulação do tornozelo	13
2.2.5	Momentos para diferentes tipos de actividades	14
2.3	Principais causas de falência da articulação	14
2.3.1	Osteoartrite	14
2.3.2	Artrite primária	15
2.3.3	Artrite pós-traumática	15
2.3.4	Artrite reumatóide	15
2.3.5	Artrodese	15
3	Evolução da artroplastia do tornozelo	17
3.1	Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - 1 ^a geração	17
3.2	Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - 2 ^a geração	18
3.2.1	Prótese Agility [™] LP Total Ankle Replacement	19
3.2.2	Buechel-Pappas total ankle replacement	19
3.2.3	Prótese STAR [™] Total ankle replacement	20
3.3	Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - Próteses atuais	21
3.3.1	Prótese Mobility [™] Total Ankle System	21
3.3.2	Prótese Zenith [™] Total Ankle System	22

3.3.3	Box [®] Total Ankle Replacement	23
3.3.4	SALTO [®] Total Ankle Replacement	23
3.3.4.1	Técnica cirúrgica e instrumentação	24
4	Modelos computacionais	27
4.1	Introdução	27
4.2	Materiais e métodos	27
4.2.1	Modelos Geométricos	27
4.2.2	Modelo de elementos finitos	31
4.2.2.1	Malha	31
4.2.2.2	Propriedades dos materiais	32
4.2.2.3	Condições fronteiras	33
4.2.2.4	Condições de contacto e interface	34
4.2.2.5	Análise de resultados	35
4.3	Resultados	39
4.3.1	Caminhar	39
4.3.1.1	Osso esponjoso	39
	Neutral	39
	Dorsiflexão	40
	Flexão plantar	42
4.3.1.2	Osso cortical	44
	Neutral	44
	Dorsiflexão	45
	Flexão plantar	46
4.3.2	Corrida	47
4.3.2.1	Osso esponjoso	47
	Neutral	47
	Dorsiflexão	48
	Flexão plantar	49
4.3.3	Osso cortical	51
	Neutral	51
	Dorsiflexão	52
	Flexão plantar	53
4.3.4	Implante	55
4.3.4.1	Caminhar	55
4.3.4.2	Corrida	57
4.3.5	Micromovimentos	58
4.4	Discussão	60
5	Conclusões e trabalhos futuros	63

Lista de Tabelas

2.1	Tabela descritiva da função dos ligamentos que atuam na articulação do tornozelo.	7
2.2	Descrição dos músculos da perna, do tornozelo e do pé e suas funções. . .	9
3.1	Taxa de sobrevivência de algumas próteses de primeira geração.	17
3.2	Taxa de sobrevivência de algumas próteses de primeira geração, cementadas e estranguladas	18
4.1	Número de elementos e número de nós dos modelos intacto e implantado.	32
4.2	Propriedades dos materiais utilizados na simulação.	33
4.3	Condições de carga aplicadas na articulação do tornozelo durante o caminhar.	33
4.4	Condições de carga aplicadas na articulação do tornozelo durante a corrida.	34
4.5	Condições de contacto entre os componentes dos modelos utilizados no estudo numérico.	35

Lista de Figuras

2.1	Planos anatômicos e eixos de referência.	5
2.2	Vista dorsal do pé.	6
2.3	Vista dorsal do pé.	6
2.4	Vista lateral da articulação do tornozelo.	7
2.5	Vista posterior da articulação do tornozelo.	7
2.6	Vista anterior e lateral da perna direita.	8
2.7	Vista posterior superficial da perna direita (os gêmeos foram removidos) e vista posterior profunda da perna direita (gêmeos, plantar delgado e soliar foram removidos).	8
2.8	Músculos da perna.	9
2.9	Músculos intrínsecos do pé.	10
2.10	Resumo esquemático de um ciclo de marcha da perna direita, com fase de apoio e a fase de balanço e indicação das subfases e rotações dos segmentos anatômicos ao longo do ciclo.	11
2.11	Representação esquemática das subfases do ciclo de marcha.	12
2.12	a) Dorsiflexão e flexão plantar ; b) Abdução e adução; c) Eversão e inversão; d) Pronação e supinação	13
2.13	Ângulo considerado para o cálculo do momento.	14
2.14	Ilustração do momento calculado.	14
3.1	Prótese Agility TM LP Total Ankle Replacement.	19
3.2	Prótese Buechel-Pappas.	20
3.3	Prótese STAR TM Total ankle replacement.	21
3.4	Prótese Mobility TM Total Ankle System.	22
3.5	Prótese Zenith TM Total Ankle System.	22
3.6	Prótese Box [®] Total Ankle Replacement.	23
3.7	Prótese SALTO.	24
4.1	(a) Modelo STL da tíbia; (b) Superfície da tíbia ; (c) Sólido tibial; (d) Modelo STL do tálus ; (e) Superfície do tálus; (f) Sólido talar.	28
4.2	Representação do osso esponjoso, osso cortical e cartilagem.	29
4.3	(a) Modelo STL da componente meniscal; (b) Superfície da componente meniscal; (c) Sólido da componente meniscal; d) Modelo STL da componente talar; (e) Superfície da componente talar; (f) Sólido da componente talar.	30

4.4	Plano frontal: (a) Modelo nativo; (b) Modelo implantado pós-operatório; (c) Modelo implantado longo termo; Plano sagital: (d) Modelo nativo; (e) Modelo implantado pós-operatório; (f) Modelo implantado longo termo. . .	31
4.5	(a) Malha do modelo nativo no plano frontal; (b) Malha do modelo implantado no pós-operatório no plano frontal; (c) Malha do modelo implantado no longo termo.	32
4.6	Representação das cargas aplicadas na articulação do tornozelo.	34
4.7	(a) Zona A e B; (b) Plano de corte da zona C e D; (c) Plano de corte da zona E,F e G; (d) Zona C e D; (e) Zona E, F e G.	37
4.8	a) Linha para análise de micromovimentos na tíbia; b) Linha para análise de micromovimentos na componente tibial; c) Linha para análise de micromovimentos no tálus; d) Linha para análise de micromovimentos na componente talar.	38
4.9	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição neutral.	40
4.10	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição de dorsiflexão.	41
4.11	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição de flexão plantar.	43
4.12	Deformacoes principais mínimas no osso cortical durante o caminhar na posição neutral.	44
4.13	Deformacoes principais mínimas no osso cortical durante o caminhar na dorsiflexão.	45
4.14	Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital no caminhar para a posição de flexão plantar.	46
4.15	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a posição neutral.	47
4.16	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a dorsiflexão.	49
4.17	Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a flexão plantar.	50
4.18	Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a posição neutral.	51
4.19	Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a dorsiflexão.	52
4.20	Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a flexão plantar.	54
4.21	Tensões de Von Mises aplicadas no implante durante o caminhar.	55
4.22	Tensões de Von Mises aplicadas no implante durante a corrida.	57
4.23	Micromovimentos na interface componente tibial-tíbia no caminhar.	58
4.24	Micromovimentos na interface componente tibial-tíbia na corrida.	58
4.25	Micromovimentos na interface componente talar-tálus no caminhar.	59
4.26	Micromovimentos na interface componente talar-tálus na corrida.	59

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

A articulação do tornozelo é a articulação que permite a ligação da perna com o pé, sendo assim das mais importantes para o ciclo de marcha e para a ligação do corpo ao solo. Todo o peso do corpo é suportado por esta articulação. Esta articulação garante a absorção de impactos inerentes ao movimento do corpo humano. Sendo bastante solicitada está portanto sujeita a falha [1]. Existem várias patologias que comprometem o bom funcionamento da mesma. A artrite é a patologia que mais afeta a articulação do tornozelo e está dividida em vários tipos. Os três principais tipos de artrite são: osteoartrite, artrite reumatoide e artrite pós-traumática. Quando esta patologia está num estado avançado, é necessário proceder a tratamentos invasivos. Primordialmente, a artrite foi tratada com uma artrodese, que consiste num procedimento cirúrgico em que a articulação é imobilizada, de forma a que exista fusão óssea entre a tíbia e o tálus. Esta solução apresenta falhas, pois limita bastante os movimentos nesta articulação e muitas das vezes não é conseguida a garantia de união. Uma solução alternativa à artrodese teve de ser encontrada. Essa solução foi a substituição total da articulação, sendo assim substituída por um elemento protésico [2]. A primeira substituição total da articulação do tornozelo foi realizada em 1970. Esta solução revelou-se pouco eficiente e foi abandonada [1]. Com o aumento do conhecimento da biomecânica do tornozelo novos desenvolvimentos foram feitos nas próteses do tornozelo surgindo assim os implantes de segunda geração. Este tipo de implantes é semi-constrangido permitindo deslizamento mediolateral e antero-posterior bem como flexão plantar e dorsiflexão. Foi deixado o cimento ósseo como elemento de fixação e foram introduzidos materiais biocompatíveis que permitem a união óssea. Os três principais implantes de segunda geração são a Buechel Pappas, a STAR e a Agility [2].

Este trabalho foi redigido com a ambição de ficar a conhecer melhor o comportamento biomecânico da articulação do tornozelo e assim poder facilitar o melhoramento do tratamento das suas lesões.

1.2 Objetivos

A presente dissertação tem como objetivo avaliar o comportamento da articulação do tornozelo após a artroplastia, para avaliar a distribuição de deformações no osso e a

distribuições de tensões no implante, bem como um estudo dos micro-movimentos entre a interface implante-osso. Foram estudados dois casos: comportamento da articulação no caminhar e na corrida, em 3 posições distintas da mesma. Esta avaliação foi realizada com recurso a modelos de elementos finitos, onde foram simuladas todas as situações e depois analisados os resultados. Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Reconstrução da geometria da tíbia e do tálus com base em imagens médicas de uma ressonância magnética;
- Construção dos modelos CAD tridimensionais da prótese Salto através da técnica de digitalização laser 3D;
- Assemblagem do modelo CAD nativo e implantado;
- Simulação numérica através do método dos elementos finitos das várias situações a estudar;
- Avaliação das distribuições das deformações principais mínimas e máximas no osso esponjoso e cortical
- Avaliação das tensões de Von Mises no implante
- Avaliação dos micromovimentos na interface implante-osso.

1.3 Organização

O presente documento está organizado em 5 capítulos. O primeiro capítulo é um capítulo introdutório onde é introduzido o trabalho, bem como as motivações e os objetivos. No capítulo 2 é descrita a articulação do tornozelo e a sua biomecânica. Neste capítulo foram mostrados todos os componentes da articulação bem como a sua biomecânica. As amplitudes de movimentos e limitações são descritos neste capítulo. As principais causas de falência da articulação são também enunciadas neste capítulo, bem como os principais métodos de tratamento. A evolução da artroplastia do tornozelo é descrita no capítulo 3. Durante este capítulo é feita uma análise da evolução dos implantes para a articulação do tornozelo, desde os primórdios até ao dia de hoje. No capítulo 4 são descritos todos os passos para a obtenção do modelo computacional da articulação do tornozelo, bem como são analisados os resultados das simulações numéricas. Neste capítulo é descrito todo o processo de obtenção das geometrias da articulação e da prótese, assim como são evidenciadas as condições de carga e fronteiras aplicadas na simulação numérica. Os resultados da simulação numérica são analisados neste capítulo. No capítulo 5 são descritas as conclusões e os possíveis trabalhos futuros para continuação deste estudo.

Capítulo 2

Articulação do tornozelo

2.1 Anatomia

O tornozelo é constituído por uma estrutura mecânica complexa, essencialmente composta por ossos, ligamentos, tendões e os músculos. A articulação deste é composta pela ligação entre os ossos da perna, a tibia e a fíbula, e os ossos do pé no qual o tálus é o principal osso em contacto com estes, permitindo assim um bom suporte do peso que pode, inclusive, estar aumentado pela energia cinética exercida durante o ciclo de marcha. [3]

A articulação do tornozelo é compreendida por três articulações: a articulação talocalcânea (subtalar), a articulação tibio-talar (talocrural) e a articulação transversa do tarso (talocalcaneonavicular).

2.1.1 Estrutura articular

As articulações são os elementos responsáveis pela estabilidade e orientação do movimento. Existem vários tipos de articulações: as articulações fibrosas, onde estão incluídas as suturas, as sindesmoses e as gonfoses, articulações cartilagíneas onde as sincondroses e as sínfises estão incluídas e as articulações sinoviais, que podem ser do tipo plana, em sela, em roldana, cilíndrica, esférica ou em contorno cilíndrico. A articulação do tornozelo é do tipo sinovial 4, sendo estas bastante complexas. Estas são constituídas por uma mistura de água (aproximadamente 75%) com fibras de colagénio e proteoglicanos de elevado peso molecular. Não são irrigadas por vasos sanguíneos nem possuem nervos, sendo portanto compostas por muito poucas células. [5] As articulações sinoviais contêm líquido sinovial e permitem um movimento considerável entre os ossos que aí se articulam, sendo portanto consideradas articulações anatomicamente mais complexas do que as fibrosas e as cartilagíneas. As superfícies articulares dos ossos com este tipo de articulações estão cobertas por uma fina camada de cartilagem hialina que se chama cartilagem articular e que constitui uma superfície lisa onde os ossos entram em contacto. A maior parte das articulações que reúnem os ossos do esqueleto apendicular são sinoviais, refletindo uma maior mobilidade do esqueleto apendicular em comparação com o esqueleto axial. . [4]

2.1.2 Articulação subtalar

O calcâneo é o osso maior, mais forte e situado mais a posterior do pé, permitindo a ligação do tendão de Aquiles. Fica localizado por baixo do tálus e forma uma articulação

uniaxial e triplanar. [6] O tálus assenta na porção anterior do calcâneo. As duas faces articulares da articulação talocalcânea anterior na parte inferior do tálus são convexas e na parte superior do calcâneo são côncavas, enquanto que na articulação talocalcânea posterior a parte inferior do tálus é côncava e na parte superior do calcâneo é convexa. Esta geometria permite a inversão e eversão do tornozelo. [7]

2.1.3 Articulação tibio-talar

A articulação tibio-talar é composta pela tíbia distal e fíbula e o tálus. O suporte de carga desta articulação é a interface tíbia-tálus. O tálus é um osso que não está diretamente conectado com nenhum músculo. A tróclea do tálus situa-se no encaixe formado pelas extremidades distais dos ossos da perna. O maléolo da tíbia e a fíbula servem para restringir o tálus e permitir a dorsiflexão e flexão plantar. O tálus, uma vez que é mais largo na sua zona anterior, torna a articulação mais estável na dorsiflexão. A estabilidade da articulação na fase de apoio é totalmente garantida pela geometria da mesma, enquanto que nas outras fases a estrutura ligamentar é imprescindível para o garantir. [8]

2.1.4 Articulação transversa do tarso

A articulação transversa do tarso é composta pela junção do tálus com o osso navicular, na qual a parte anterior da cabeça do tálus articula com a parte posterior do osso navicular e pela articulação calcaneocuboide, que é a ligação entre o calcâneo e o cuboide. A articulação transversa do tarso possui o mesmo eixo de rotação que a articulação subtalar. [7], [9]

2.1.5 Planos e eixos anatómicos de referência

Os planos e eixos anatómicos de referência estão ilustrados na figura 2.1. Existem 3 principais planos anatómicos: o coronal, o sagital e o transversal. A junção destes 3 planos forma um eixo imaginário em que o corpo pode rodar. Existem três eixos anatómicos: o antero-posterior, o eixo longitudinal e o eixo medial-lateral. [10]

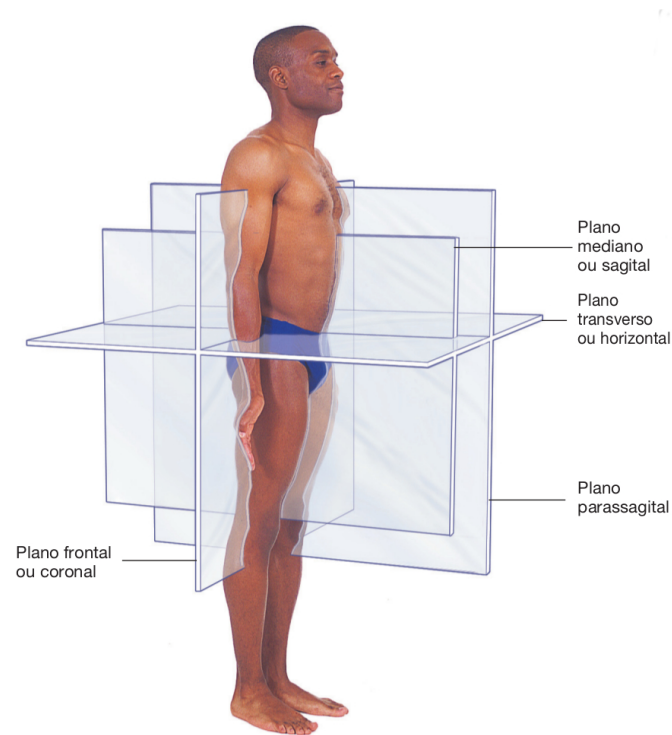


Figura 2.1: Planos anatômicos e eixos de referência. [4]

2.1.6 Estrutura óssea

O sistema esquelético é composto por ossos longos, curtos, achatados e irregulares. [4] O osso apresenta duas estruturas básicas: o osso cortical, que forma a parede exterior de todos os ossos e é predominante na zona medial dos ossos longos e o osso esponjoso, presente principalmente no interior das extremidades dos ossos longos e no interior dos ossos irregulares. [4] A articulação tibiotársica é a união de três ossos, o tálus, a fíbula e a tíbia. A tíbia e a fíbula são ossos longos enquanto que o tálus é um osso curto. [11] Nas figuras 2.2 e 2.3 estão representados os ossos constituintes da articulação do tornozelo e pé.

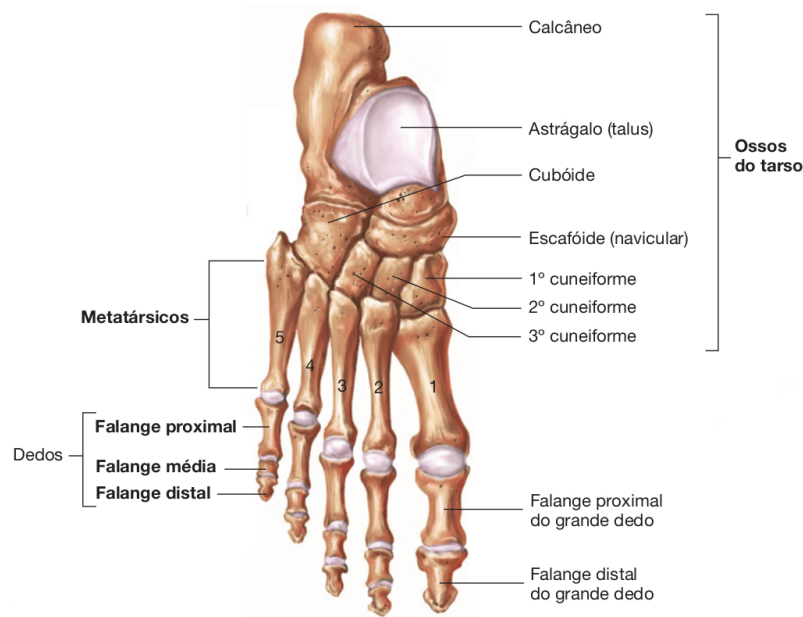


Figura 2.2: Vista dorsal do pé. [4]

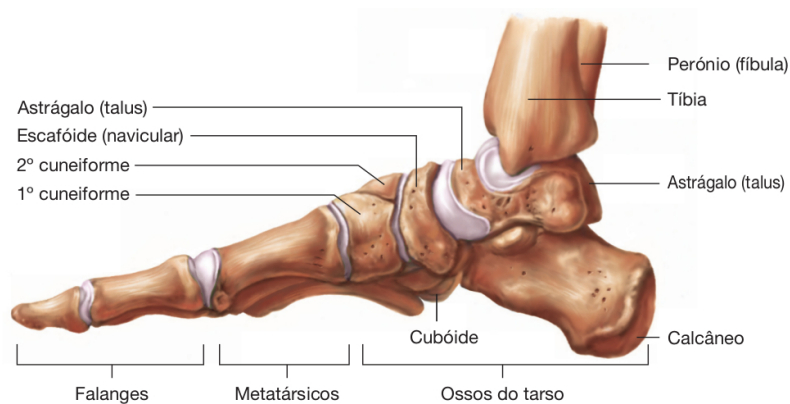


Figura 2.3: Vista medial do pé. [4]

2.1.7 Estrutura ligamentar

A articulação do tornozelo tem como parte integrante um vasto número de ligamentos. Estes ligamentos devido à sua forma anatômica permitem manter os ossos na sua relação adequada, fazendo com que a estabilidade da articulação seja garantida.[4] Nas figuras 2.4 e 2.5 encontram-se representados os ligamentos que atuam na articulação do tornozelo. Na tabela 2.1 estão enunciadas as funções dos ligamentos.

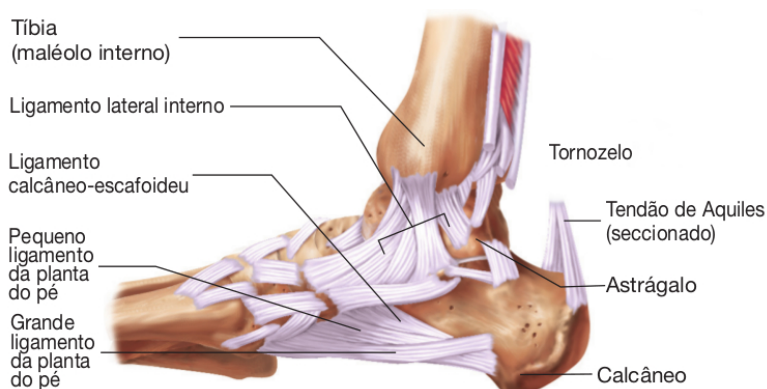


Figura 2.4: Vista lateral da articulação do tornozelo [4]

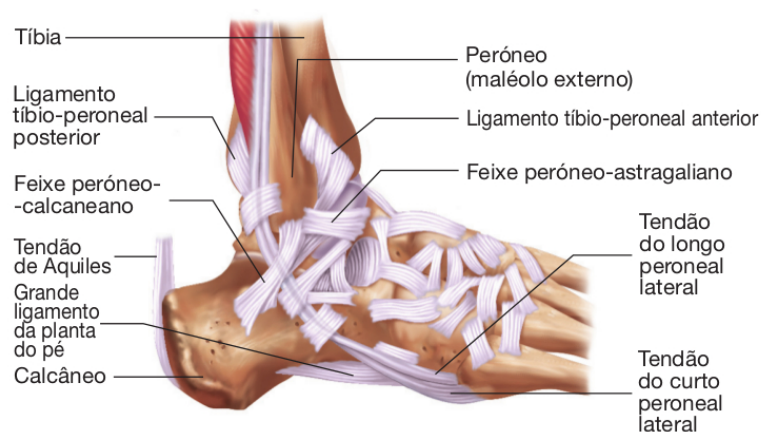


Figura 2.5: Vista posterior da articulação do tornozelo [4].

Tabela 2.1: Tabela descritiva da função dos ligamentos que atuam na articulação do tornozelo [4].

Ligamento	Descrição
Lateral interno	Espaçamento da cápsula fibrosa que liga o maléolo interno ao calcâneo, escafoíde e tálus.
Lateral externo	
Feixe perônio-calcaneano	Estende-se do maléolo externo para a superfície lateral do calcâneo; Independente da cápsula.
Grande ligamento da planta do pé	Estende-se do calcâneo ao cuboide e as bases dos metatarsos 2-5.
Ligamento cuboideu plantar	Estende-se do calcâneo ao cuboide e as bases do metatarsos 2-5.
Pequeno ligamento da planta do pé	Estende-se do calcâneo ao escafoíde.

2.1.8 Estrutura muscular

Existe um grande número de músculos que desempenham funções no devido funcionamento da articulação do tornozelo, sendo estes divididos em dois grandes grupos: os músculos extrínsecos do pé e os músculos intrínsecos do pé. Os músculos extrínsecos do pé por sua vez podem ser divididos em três sub-grupos: anterior, posterior e externo. Os músculos extrínsecos do grupo anterior estão implicados na flexão, inversão e eversão do pé assim como na extensão dos dedos do pé. Já os músculos extrínsecos do grupo posterior estão implicados na extensão do pé, na inversão do pé e na flexão dos dedos. Enquanto que os músculos externos têm como principal função a eversão do pé, estando também envolvidos na extensão do mesmo. Nas figuras 2.6, 2.7 e 2.8 estão representados os músculos que atuam no movimento do pé.

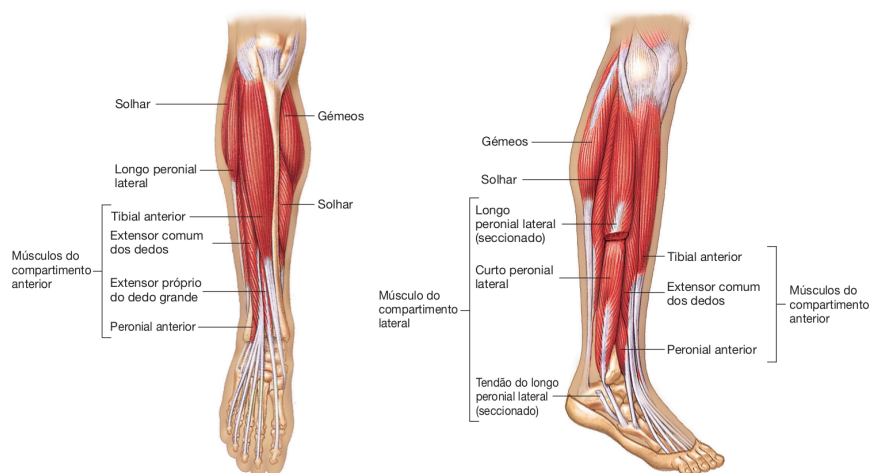


Figura 2.6: Vista anterior e lateral da perna direita [4]

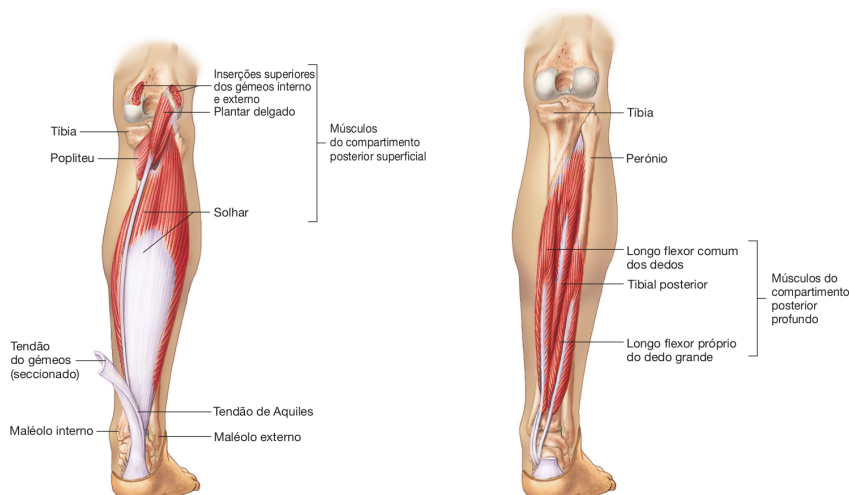


Figura 2.7: Vista posterior superficial da perna direita (os gêmeos foram removidos) e vista posterior profunda da perna direita (gêmeos, plantar delgado e soliar foram removidos) [4]

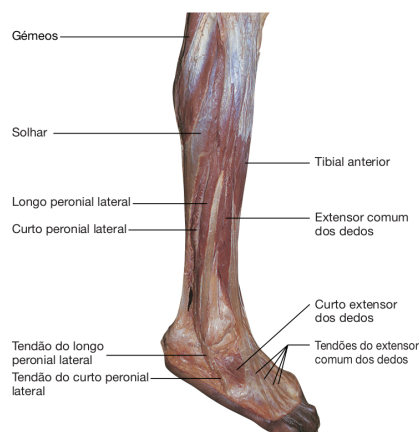


Figura 2.8: Músculos da perna [4].

Na tabela 2.2 estão identificados os músculos da perna que atuam sobre a perna, tornozelo e pé e suas funções.

Tabela 2.2: Descrição dos músculos da perna, do tornozelo e do pé e suas funções [4].

Músculos	Ação
Compartmento anterior	
Extensor comum dos dedos	Extensão dos quatro últimos dedos; Dorsiflexão e eversão do pé
Extensor próprio do grande dedo	Extensão do dedo grande; Flexão e inversão do pé
Tibial anterior	Dorsiflexão e inversão do pé
Peroneal anterior	Dorsiflexão e eversão do pé
Compartmento posterior	
Superficiais gêmeos	Extensão do pé; Flexão da perna
Plantar delgado	Extensão do pé; Flexão da perna
Solhar	Extensão do pé
Longo flexor comum dos dedos	Flexão dos quatro últimos dedos; Extensão e inversão do pé
Longo flexor do grande dedo	Flexão do dedo grande; Extensão e inversão do pé
Popliteu	Flexão e rotação interna da perna
Tibial posterior	Extensão e inversão do pé
Compartmento Externo	
Curto peroneal lateral (fibularis brevis)	Eversão e extensão do pé
Longo peroneal lateral	Eversão e extensão do pé

Relativamente aos músculos intrínsecos, ilustrados na figura 2.9 localizam-se no próprio pé e são responsáveis pela flexão, extensão, abdução e adução dos dedos dos pés.

[4]

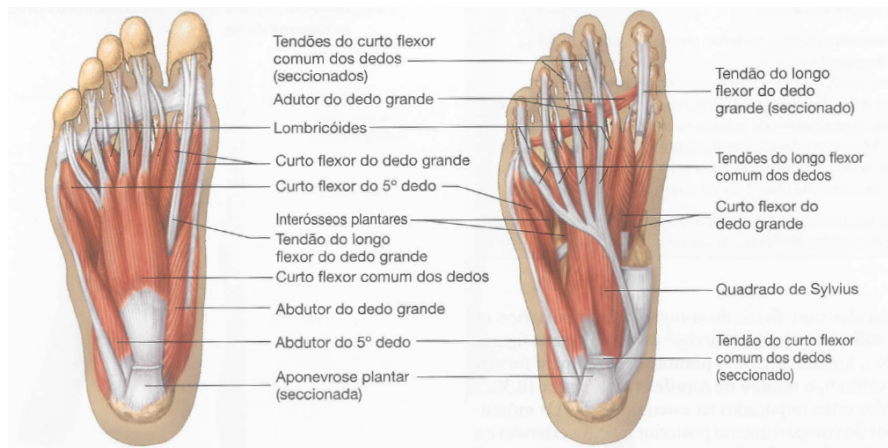


Figura 2.9: Músculos intrínsecos do pé [4].

2.2 Biomecânica

2.2.1 Ciclo de marcha

O ciclo de marcha é iniciado desde o primeiro contacto do pé com o chão e é terminado quando este volta a tocar o chão novamente. O ciclo de marcha pode ser dividido em duas fases principais: a fase de apoio e a fase de balanço. A fase de apoio é o tempo do ciclo de marcha em que o pé está em contacto com o solo e a fase de balanço é quando o pé se encontra em movimento, sem estar em contacto com o solo e termina no momento em que o pé entra em contacto com o solo novamente. Durante a fase de balanço o membro contralateral que não está em contacto com o solo é flectido no joelho, tocando à frente do corpo do indivíduo no solo. O tempo médio de duração do ciclo de marcha é aproximadamente um segundo. A fase de apoio compreende cerca de 51 a 60% da duração do ciclo de marcha e a fase de balanço 38 a 40%. Estas fases principais podem ser subdivididas em mais subfases. A fase de apoio pode ser dividida em vários períodos: contacto inicial, apoio bilateral, apoio unilateral e propulsão. O período de contacto inicia-se com o contacto do calcanhar com o solo e estende-se até à subida do pé contralateral. A duração deste período é de 10 % do ciclo de marcha e 18% da fase de apoio. Durante este período são dissipadas as forças resultantes do contacto com o solo e da adaptação às irregularidades do mesmo. O período de apoio unilateral começa quando o pé contralateral está elevado e termina com o início da elevação do calcanhar do pé. Ocupa cerca de 20 % do ciclo de marcha e 30 % da fase de apoio. Neste período o peso do corpo está todo sobre um dos membros, enquanto que o outro se encontra em balanço. O período propulsivo consiste no período entre a elevação do calcanhar do pé apoiado e termina com a elevação da zona digital do mesmo pé. Esta fase ocupa cerca de 30 % do ciclo de marcha e 50 % da fase de apoio. A fase inicial de balanço começa com a elevação do pé de apoio e termina quando ambos os pés estão em posição contígua. A fase média de balanço termina quando a tíbia do pé de apoio se encontrar na posição vertical. A fase final de balanço termina quando o calcanhar do pé entra em contacto com o solo. [12] Na figura 2.10 está ilustrado um resumo esquemático de um ciclo de

marcha da perna direita, com fase de apoio e a fase de balanço e indicação das subfases e rotações dos segmentos anatómicos ao longo do ciclo e na figura 2.11 está feita uma representação esquemática das subfases do ciclo de marcha.

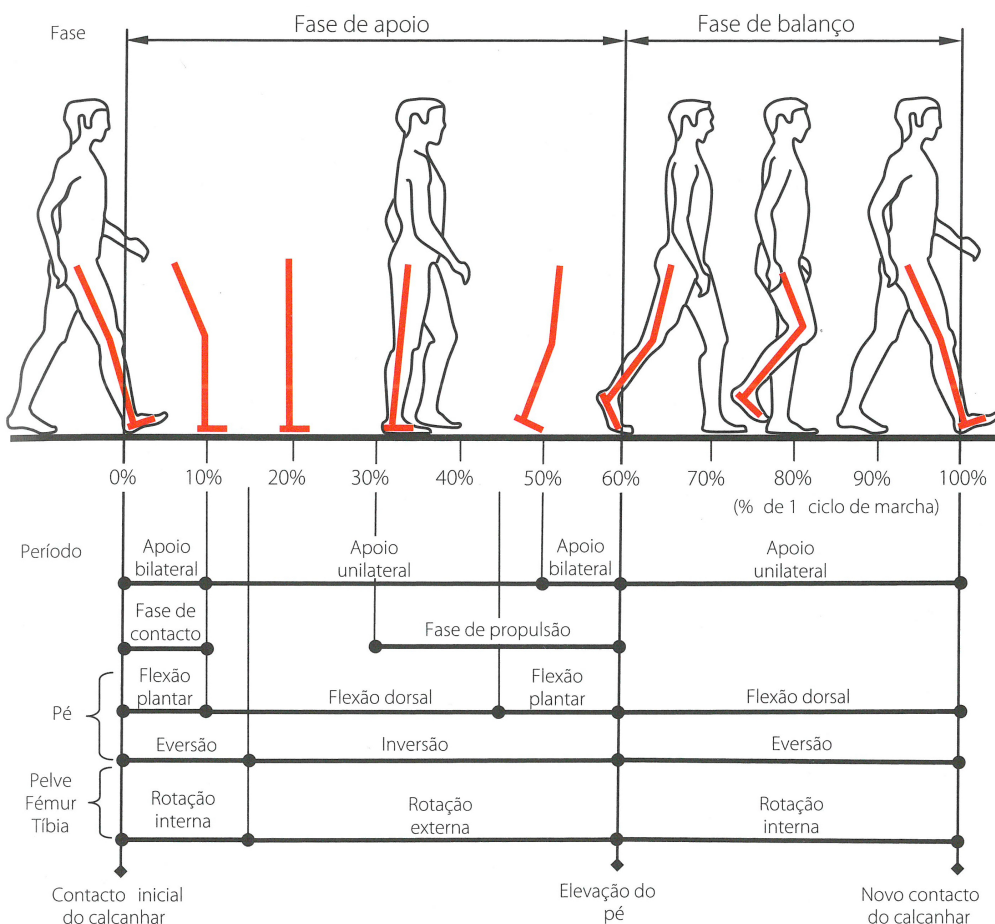


Figura 2.10: Resumo esquemático de um ciclo de marcha da perna direita, com fase de apoio e a fase de balanço e indicação das subfases e rotações dos segmentos anatómicos ao longo do ciclo. [12]

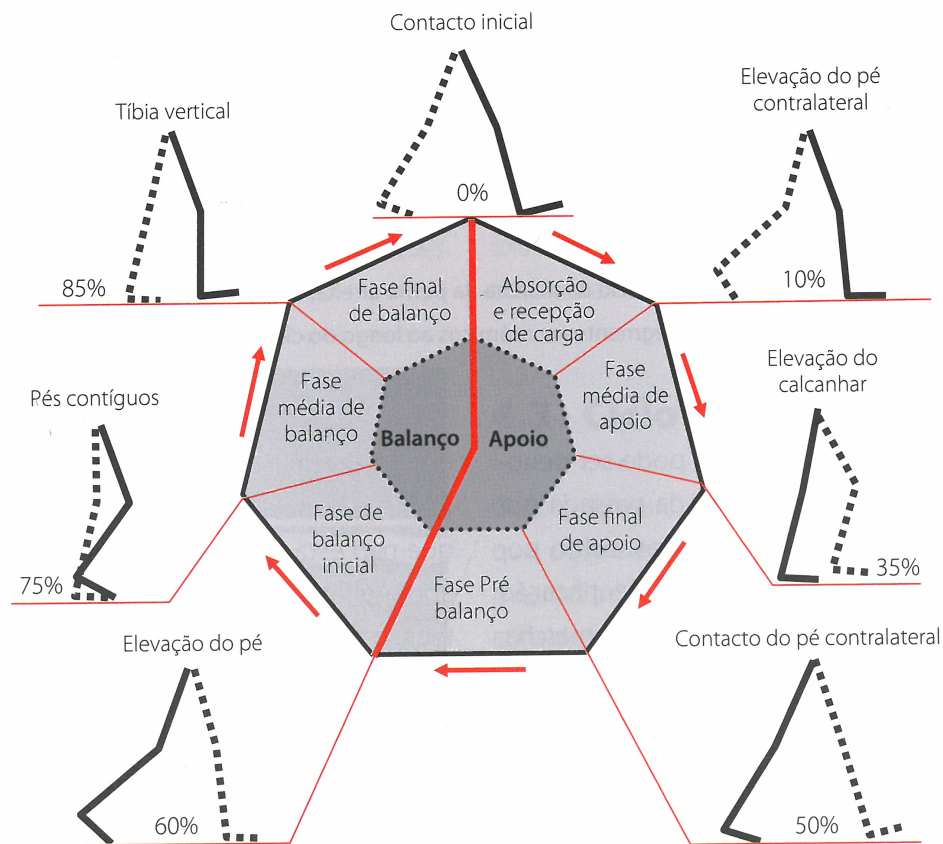


Figura 2.11: Representação esquemática das subfases do ciclo de marcha. [12]

2.2.2 Amplitudes de movimento

A articulação do tornozelo permite efetuar movimentos com uma amplitude limitada. A dorsiflexão consiste na aproximação do dorso do pé à perna e pode variar de 0° a 20° e a flexão plantar consiste no afastamento da ponta do pé em relação à perna e pode variar entre 0° a 50° como está ilustrado na figura 2.12a. A abdução consiste na rotação lateral do pé em torno do eixo vertical da perna e pode variar entre 0° e 35° e a adução consiste na rotação medial do pé em torno do eixo vertical da perna e pode variar entre 0° e 45° como se pode ver na figura 2.12b. A eversão ocorre quando a extremidade lateral do pé se dirige para a extremidade lateral da perna e pode variar de 0° a 7° . A inversão é o movimento que ocorre quando a extremidade medial do pé vai de encontro à extremidade medial da perna e varia de 0° a 20° . A inversão e eversão estão ilustradas na figura 2.12c. A pronação é um movimento triplanar em que ocorre eversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão, na qual o calcâneo se move em relação ao tálus. Neste movimento a região plantar é desviada para a linha média. A supinação é o movimento oposto da pronação, ocorrendo uma inversão do calcâneo, adução e flexão plantar. Neste movimento a região plantar é afastada da linha média, sendo desviada externamente, esta está ilustrada na figura 2.12d.[13]

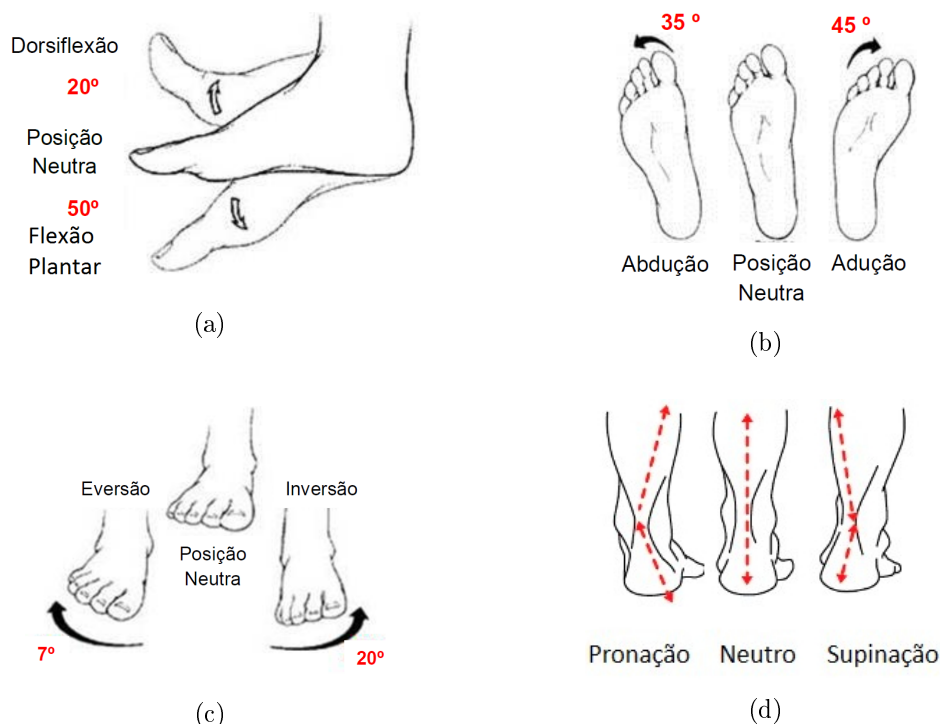


Figura 2.12: a) Dorsiflexão e flexão plantar [13]; b) Abdução e adução [13]; c) Eversão e inversão [13]; d) Pronação e supinação [14].

2.2.3 Estrutura óssea

Os ossos são materiais anisotrópicos e podem ser divididos em dois principais grupos: o esqueleto axial e o esqueleto apendicular. Os ossos têm vários tamanhos e formatos podendo ser divididos em quatro categorias: ossos longos, ossos curtos, ossos planos e ossos irregulares e dependendo da sua porosidade podem também ser divididos em osso esponjoso e osso cortical. O osso cortical apresenta apenas 10% de porosidade, sendo muito compacto. Já o osso esponjoso tem uma porosidade de 50-90%, tendo também um módulo de elasticidade e uma tensão máxima de compressão muito menores que as do osso cortical. [15]

2.2.4 Forças aplicadas na articulação do tornozelo

Para proceder ao cálculo das forças internas aplicadas na tíbia durante o caminhar foi utilizado um modelo numérico musculoesquelético dos membros inferiores. Este estudo foi validado através da comparação das forças de contacto da anca e do planalto tibial com resultados de estudos realizados in vivo presentes na literatura. A carga máxima aplicada na tíbia no caminhar é 4.7 vezes superior ao peso corporal. [16]

Para determinar a força exercida na tíbia durante a corrida foi gravado o movimento e foram recolhidas as forças de 10 indivíduos enquanto eles corriam. Foram observados picos aproximadamente 9 vezes superior ao peso corporal. [17]

2.2.5 Momentos para diferentes tipos de atividades

Com vista a avaliar o momento para um determinado ângulo do tornozelo foi feita uma experiência com 24 indivíduos com idades compreendidas entre os 19 e os 39 anos. Destes 24, 10 eram do sexo masculino e 14 do feminino. Este estudo foi feito com 3 velocidades de caminhar diferentes. As velocidades a que estudo foi efetuado foram 0.90 [m/s], 1.35 [m/s] e 1.90 [m/s] e o ângulo do tornozelo medido está ilustrado na figura 2.13 e o momento medido está representado na figura 2.14.

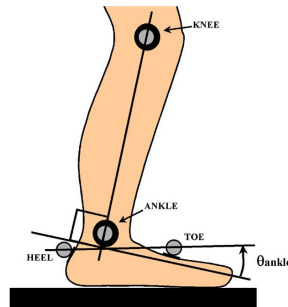


Figura 2.13: Ângulo considerado para o cálculo do momento. [18]

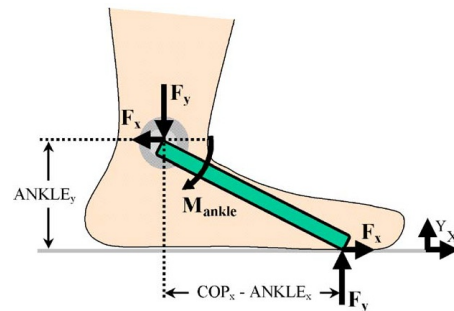


Figura 2.14: Ilustração do momento calculado. [18]

Neste estudo foi concluído que o momento máximo na articulação do tornozelo é aproximadamente 1.50 [N.m/kg] para uma velocidade de 0.90 [m/s], aproximadamente 1.75 [N.m/kg] para uma velocidade de 1.20 [m/s] e aproximadamente 1.90 [N.m/kg] para uma velocidade de 1.90 [m/s]. [18]

2.3 Principais causas de falência da articulação

A artrite é a inflamação de uma articulação, sendo a patologia principal e mais comum da articulação em estudo. Existem várias causas para este tipo de patologia, nomeadamente: infeções, perturbações metabólicas, trauma, desgaste e doenças autoimunes. A osteoartrite é o tipo mais comum de artrite e está dividido em vários tipos. A origem desta patologia pode ser de nível molecular ou pode ser derivada do desgaste provocado pelo uso da articulação. A baixa solicitação da articulação também pode causar este problema, pois sendo a articulação do tornozelo uma articulação sinovial necessita de movimento para a normal lubrificação e manutenção desta. Os principais tipos de osteoartrite são a osteoartrite primária, que deriva do uso e do desgaste da articulação; a artrite sistémica, onde estão inseridas a artrite reumatoide, a artrite hemofílica, a hemocromatose, a inflamação sinovial e a artrite psoriática; a artrite pós-traumática que resulta de traumas na articulação. Os tipos de artrite que mais levam à necessidade de artroplastia são a osteoartrite, a artrite pós traumática e a artrite reumatoide.[19]

2.3.1 Osteoartrite

A principal causa da osteoartrite é a concentração anormal de forças na cartilagem. Esta concentração pode ocorrer devido a vários fatores, de entre os quais os mais comuns são a prática de desporto e o excesso de peso. A prática de desporto é necessária para

estimular o crescimento e regeneração da cartilagem, mas quando praticada com posturas incorretas, ou quando existe maior contacto, assim como quando o atleta possui anomalias genéticas que impossibilitam o normal alinhamento das articulações podem fazer com que o aparecimento da osteoartrite ocorra. A idade é também um fator importante no aparecimento da osteoartrite, uma vez que uma pessoa idosa tem mais probabilidade de desenvolver esta patologia do que uma pessoa jovem. Um outro fator que pode fomentar o aparecimento da osteoartrite é o mau alinhamento da articulação, pois provoca uma anormal distribuição de forças. [20]

2.3.2 Artrite primária

A artrite primária caracteriza-se por perda de cartilagem e hipertrofia óssea. A lesão óssea subcondral e o stress mecânico são as principais causas para o aparecimento da artrite primária. Durante o processo de formação da artrite primária, o espaço articular diminui e ocorre a formação de osteófitos, cistos de osso subcondral e esclerose subcondral. Normalmente há ausência de osteoporose justa-articular na artrite reumatóide. [21]

2.3.3 Artrite pós-traumática

A artrite pós-traumática representa cerca de 80 por cento da artrite no tornozelo e ocorre maioritariamente em jovens devido à atividade desportiva. A atividade desportiva apresenta grande risco para o aparecimento da artrite pós-traumática, pois durante a prática desta existe uma maior solicitação e a articulação está sujeita a cargas muito maiores, que associada à falta de preparação da articulação para tais esforços e ao excesso de treino fomentam o surgimento da artrite pós-traumática. Normalmente a artrite pós-traumática advém de fraturas intra-articulares. Outros fatores que fomentam o aparecimento de artrite pós-traumática são lesões ligamentares e luxações. Neste caso os tecidos moles em volta do tornozelo tendem a tornar-se mais rígidos e inelásticos. Dor crónica e formação periarticular de osso novo limitam a amplitude de movimento da articulação. Para além de todos os problemas identificados na artrite primária, com a artrite pós-traumática pode também acontecer mau alinhamento da articulação, luxação e incongruência articular. [21]

2.3.4 Artrite reumatóide

A artrite reumatóide é uma doença generalizada do tecido conjuntivo que se pronuncia nas articulações. Manifesta-se maioritariamente nas pequenas articulações e é altamente incapacitante. A sua verdadeira origem é desconhecida, no entanto algumas das possíveis origens pode ser uma infeção transitória ou doenças auto-imunes do paciente aos seus próprios tecidos. Esta afeta o colagénio, criando uma camada que leva ao espessamento da cápsula articular e leva à destruição da cartilagem. Em última instância leva à fusão das superfícies articulares. [4]

2.3.5 Artrodese

A artrodese é um procedimento cirúrgico que é efetuado através de uma incisão pela parte posterior ou anterior do tornozelo e consiste na fusão da articulação. Em alguns casos é utilizados um excerto ósseo proveniente da pélvis, do calcanhar ou abaixo do joelho.

Este procedimento pode ser realizado através de uns pequenos furos que permitem a inserção de uma câmara e de ferramentas que servem para auxiliar a fusão do tornozelo. A este procedimento chama-se artrodese artroscópica.

Após o acesso à articulação o excesso de cartilagem é retirado e a articulação é preparada para a fusão. Por vezes são utilizados parafusos ou parafusos com auxílio de placas para que o tornozelo permaneça na posição desejada. Durante a cirurgia são efetuados raios-X para que o alinhamento seja mais facilmente garantido. As incisões podem ser suturadas ou fechadas com agrafos.

A fusão é garantida normalmente 10 a 12 semanas após o procedimento, pelo que até lá não é possível efectuar carga sobre a perna intervencionada. Após este tempo vai sendo possível efectuar carga no tornozelo gradualmente.

Este procedimento tem alguns riscos, tais como os riscos associados com anestesia, infeções e danos nos tecidos adjacentes. Assim como existe a possibilidade de a união não ser concretizada, embora apenas aconteça em menos de 10% dos pacientes intervencionados. Nestes casos existe a necessidade de uma segunda cirurgia. Outros dos riscos inerentes é o possível aumento da incidência de outro tipo de artites devido a uma sobrecarga noutras articulações, pois devido à fusão desta aumenta o stress. O movimento passa a ser mais limitado após a artrodese. [22]

Capítulo 3

Evolução da artroplastia do tornozelo

3.1 Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - 1ª geração

Os primeiros designs de próteses para a substituição total do tornozelo começaram a ser desenvolvidos na década de 1970 e partiram de um implante para a anca invertido. Esta solução foi rapidamente abandonada devido a várias complicações inerentes. Surgiu então a necessidade de criar outras soluções, soluções estas que consistiam em implantes cimentados de dois componentes, sendo estes completamente restringidos ou completamente livres. Este tipo de design parecia promissor, como se pode concluir na tabela 3.1, que apresenta a taxa de sobrevivência de algumas próteses de primeira geração. [2]

Tabela 3.1: Taxa de sobrevivência de algumas próteses de primeira geração. [2]

Prótese	Autor e Ano	Número	Acompanhamento médio (anos)	Taxa de sobrevivência (%)
Mayo (C)	Stauffer (1981)	102	1.9	93
Mayo (C)	Lchiewicz (1984)	15	3	100
ICLH (C)	Herberts (1982)	21	3	86
Newton (NC)	Newton (1982)	50	3.4	50
Smith (NC)	Dini (1980)	21	2.3	78
Irvine (NC)	Evanski (1977)	28	0.75	93
C=Constrangida, NC=Não constrangida				

Após alguns testes os designs não constrangidos foram abandonados devido a problemas de estabilidade e a nível maleolar. Com a utilização deste tipo de implante a estabilidade da articulação é assegurada apenas pelos ligamentos, pela cápsula articular e pelos maléolos, pelo que a artrodese acabava por ser preferível a este tipo de implantes. Analisando os designs constrangidos, o otimismo em relação à artroplastia foi fomentado. Mas após os primeiros estudos a longo prazo este otimismo desvaneceu, como se pode ver na tabela 3.2.

Tabela 3.2: Taxa de sobrevivência de algumas próteses de primeira geração, cimentadas e constrangidas [2].

Prótese	Autor e ano	Número	Acompanhamento médio (anos)	Taxa de sobrevivência (%)
Mayo (C)	Kitaoka (1994)	204	5	79
			10	65
			15	61
ICLH (C)	Bolton-Maggs (1985)	62	5.5	47
TPR (C)	Jensen (1992)	23	4.9	48
Conaxil (C)	Wynn and Wide (1992)	30	2	73
			5	40
			10	10
C=Constrangida				

Os maiores problemas desta primeira geração de próteses eram o design, fraco conhecimento da biomecânica do tornozelo, a técnica de cimentação e as técnicas cirúrgicas. Quando cimentadas, as altas forças de torção e de corte são transmitidas diretamente para a interface osso-cimento levando a problemas de fixação. As próteses cimentadas obrigam a uma grande remoção óssea deixando a prótese suportada maioritariamente pelo osso esponjoso, sendo até por vezes suportada apenas por este. O que não é adequado para dissipar forças levando, inclusive, à migração da prótese na maioria dos casos. Devido a todos estes problemas, em 1982 a artroplastia chegou a ser contraindicada. Concluiu-se também que usando outro método de fixação que não o cimento acrílico, e evoluindo para um design mais anatómico que a substituição total da articulação do tornozelo é uma técnica promissora.

3.2 Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - 2ª geração

Após a análise das principais causas de falha das próteses de primeira geração, foram desenvolvidas as próteses de segunda geração. Estas próteses, com um design mais anatómico permitem com que a remoção óssea seja menor em relação às próteses de primeira geração. Nesta nova geração também deixou de ser usado o cimento como processo de fixação, sendo este substituído por materiais mais biocompatíveis com o osso como a hidroxiapatite, uma superfície porosa que garante a fixação. As próteses têm agora uma maior área de contacto dos componentes metálicos para minimizar a pressão exercida no implante. As três principais próteses de segunda geração, a Agility, a Buechel-Pappas e a STAR revelaram bons resultados, o que levou a repensar a utilização da artrodese, que apresenta bastantes limitações.

As próteses atuais derivam de uma evolução das próteses de segunda geração. Estas são maioritariamente não cimentadas e são de rolamento móvel ou fixo. As próteses de rolamento móvel possuem a componente talar, que é a componente solidária com o tálus, a componente tibial, que é aplicada na tíbia e a componente meniscal ou rolamento que

possui movimento relativo à componente talar e tibial. Nas próteses de rolamento fixo a componente meniscal não possui movimento em relação às outras duas, está totalmente constrangida. [23]

3.2.1 Prótese Agility™ LP Total Ankle Replacement

A primeira prótese Agility™ LP Total Ankle Replacement da *Depuy Synthes*, evidenciada na figura 3.1, foi implantada em 1984 e foi a primeira aprovada pela FDA. É uma prótese semi-constrangida que substitui a parte medial, lateral e superior da articulação do tornozelo e é constituída por uma componente tibial em titânio e por uma componente talar em cromo-cobalto, possuindo ainda uma componente de polietileno inserida na componente tibial. A superfície articular tibial é mais larga que a superfície articular talar. O design desta prótese permite rotação axial assim como dorsi-flexão e plantar-flexão, no entanto é incongruente na rotação axial. Na realização do implante é necessário fazer a artrodese da sindesmose tibio-fibular. Knecht fez um estudo nos primeiros 100 implantes realizados e nos 32 seguintes feitos pelo mesmo cirurgião. Neste estudo a média de idades é 61 anos (27-83 anos) com uma média de acompanhamento (follow-up) de 9 anos. 83 por cento dos implantes estudados reportaram melhorias funcionais e 73 por cento reportaram ausência ou quase ausência de dor. A média de amplitude de movimento é de 18° (2°-40°) nos 33 pacientes que produziram radiografias de alta qualidade no fim do acompanhamento. (follow-up) Os maiores problemas de migração encontrados neste estudo são essencialmente nos pacientes que demoraram mais tempo na união da sindesmose. Os resultados mais positivos e encorajadores deste estudo são o facto de menos de 25 % dos pacientes estudados apresenta artrite progressiva do pé a 7.2 anos comparados com mais de 50 por cento a 8 anos e 100 por cento a 20 anos em estudos sobre a artrodese. [24]



Figura 3.1: Prótese Agility™ LP Total Ankle Replacement [21]

3.2.2 Buechel-Pappas total ankle replacement

A Buechel-Pappas total ankle replacement da © TTK HealthCare foi a primeira prótese de rolamento móvel encontrada na literatura. O primeiro conceito desta prótese evoluiu para a Mark I, quando o constrangimento anterior-posterior foi removido entre a componente tibial e o rolamento para permitir uma articulação mais móvel sem comprometer a estabilidade. Esta evolução levou a problemas de necrose talar. Uma análise de elementos finitos levou à utilização de duas barbatanas e uma componente meniscal mais grossa.

Esta nova evolução chama-se Mark II, e é a versão mais recente da prótese. O primeiro estudo clínico foi realizado pelos autores da prótese e seguiu 23 casos com a Mark I implantada. A média de idades foi de 56 anos (21-89) e a média de acompanhamento foi 2.9 anos (2-5.3). Os autores notaram uma melhoria global na amplitude de movimento de 5º-14º no plano sagital. As maiores queixas dos pacientes antes da artroplastia eram dores. Depois da artroplastia, 52 por cento dos pacientes ficaram completamente sem dor e os restantes com melhorias significativas no alívio da dor. Após este estudo foi concluído que o maior problema era a cicatrização, mas este estudo foi realizado num curto espaço de tempo e com uma baixa taxa de amostragem. Um novo estudo feito pelos mesmos autores com 50 implantes concluiu excelentes resultados em 88 por cento dos casos e uma sobrevivência cumulativa de 93.5 por cento a 10 anos. Este estudo usou a Mark II. Um acompanhamento mais recente feito pelos mesmos autores apresentaram a 12 anos uma taxa de sobrevivência de 92 por cento para a Mark II e a 20 anos para a Mark I uma taxa de sobrevivência de 74.2 por cento. Esta prótese é promissora pois apresenta congruência em todos os movimentos. Os resultados clínicos reportam que esta é uma das primeiras próteses do tornozelo com resultados comparáveis aos da anca e do joelho. [24]



Figura 3.2: Prótese Buechel-Pappas [24].

3.2.3 Prótese STARTM Total ankle replacement

A prótese STARTM Total ankle replacement da Stryker[®] foi desenvolvida na Dinamarca e foi pela primeira vez implantada em 1981. O design inicial consistia em duas componentes cilíndricas cementadas. A componente talar era feita em aço inoxidável e a componente tibial em polietileno. Os casos dos primeiros 28 pacientes implantados foram revistos por Kofoed e foram detetados 7 falhas e uma taxa de sobrevivência cumulativa estimada de 70 por cento a 12 anos. A evolução deste primeiro design é constituída por três elementos. A componente talar é suportada por uma barbatana e a componente tibial por duas barbatanas. As superfícies em contacto com o osso levam um revestimento de hidroxiapatite o que estimula o crescimento ósseo. A componente talar tem um design quase anatómico que cobre toda a cúpula do talos. Tem asas para substituir as faces mediais e laterais que articulam com a tibia e com a fibula. A componente talar tem uma crista na parte em contacto com o menisco de polietileno de forma a garantir estabilidade medial-lateral. As asas na prótese têm três funções, que são: (1) Correção de pés desalinhados apenas com pequenos cortes no talos que permitem a rotação do

pé *in loco*. As asas assim servem para cobrir as superfícies ásperas do talus. (2) A face articular também é afectada pela osteoartrite e pela artrite reumatóide e pode assim apresentar esporões ósseos que vão impossibilitar a mobilidade normal do tornozelo. As faces articulares são o suporte do peso e ao fazer o resurfacing e expondo o osso subcondral consegue-se obter uma maior área de fixação. Um estudo independente feito por Valderrabano com base em 65 pacientes implantados com a STAR com uma média de acompanhamento de 3.7 anos apresentou uma taxa de revisão de 34 por cento, com 95 por cento destes tornozelos sofriam de osteoartrite onde a lesão pode ter-se propagado para os tecidos moles. Três próteses deste estudo apresentam desgaste com maior incidência na crista da componente talar. [23]



Figura 3.3: Prótese STAR™ Total ankle replacement [24]

3.3 Evolução do desenvolvimento de implantes para o tornozelo - Próteses atuais

3.3.1 Prótese Mobility™ Total Ankle System

A prótese Mobility™ Total Ankle System da Depuy é uma prótese de três componentes que evoluiu da Buechel-Pappas com uma pequena e cônica haste tibial. A componente talar desta prótese reconstrói a parte superior do cume do talus deixando a parte medial e lateral inalteradas. A componente talar possui também um sulco e duas barbatanas para aumentar a estabilidade intrínseca da prótese. As superfícies não articuladas possuem revestimento poros com spray de titânio. [?] Após o acompanhamento de 88 implantes efetuados em 85 pacientes com um acompanhamento médio de 40 meses, concluindo uma taxa de sobrevivência da prótese Mobility de 89.6 (%) a 3 anos e 88.4 (%) a 4 anos. [25]



Figura 3.4: Prótese Mobility™ Total Ankle System. [26]

3.3.2 Prótese Zenith™ Total Ankle System

A prótese Zenith™ Total Ankle System da Corin é uma prótese de 3 componentes não constrangida que evoluiu da prótese Buechel-Pappas. Possui uma componente talar em titânio com cobertura *Biomimetic Cementless Technology* na zona de contacto com o osso, o que permite uma boa integração óssea. A superfície articular é coberta por nitrato de titânio. Esta componente possui uma haste que possibilita uma boa distribuição de tensões assim como otimiza a estabilidade. A componente meniscal é fabricada em polietileno de ultra-alto peso molecular congruente com a componente talar. A componente tibial permite rotação e translação livres de constrangimentos. Esta componente devido ao seu material e forma minimiza as forças de cisalhamento e binário transmitidos para a tibia, assim como uma dorsiflexão e flexão plantar naturais. A componente talar da prótese *Zenith* é fabricada em titânio e nas superfícies de contato com o osso possui uma cobertura *Biomimetic Cementless Technology*. Possui três encaixes na superfície interior com o intuito de reduzir a remoção óssea. Na parte anterior esta incorpora também dois pinos para melhorar a estabilidade e distribuição de cargas. Superfície de contacto com o rolamento com um sulco para aumentar a estabilidade do implante. A superfície articular está dotada de uma cobertura de nitrato de titânio. [27] Durante um acompanhamento de 30 meses (em média) a 50 pacientes implantados, foi concluído que 46 desses pacientes ficaram satisfeitos com o implante enquanto que 4 deles revelaram insatisfação. [28]



Figura 3.5: Prótese Zenith™ Total Ankle System. [29]

3.3.3 Box[®] Total Ankle Replacement

A prótese BOX[®] Total Ankle Replacement da MatOrtho foi resultado de um projeto em conjunto entre a Universidade de Oxford e a Universidade de Bolonha nos finais de 1990. É uma prótese não consrangida de rolamento móvel. Tanto a componente talar como a componente tibial são em ligas metálicas, enquanto que a componente meniscal é feita de polietileno de ultra-alta densidade. A componente meniscal apresenta uma concavidade na parte superior. A componente distal tibial apresenta uma superfície esférica convexa que corresponde para complementar o rolamento. A superfície proximal da componente talar apresenta um arco convexo no plano sagital, com um raio compatível com o raio do arco da tibia escolhido. Este design permite que os ligamentos calcâneo-fibular e tibio-calcaneal continuem isométricos durante o movimento. Para permitir o isometrismo dos ligamentos é necessário que o raio da componente talar seja maior que o raio primitivo do tálus, o que não acontece na maioria das outras próteses de rolamento móvel. A componente talar possui também um sulco para limitar a deslocação medial e lateral do rolamento. Foi feito um acompanhamento de 4 anos (em média) a 158 implantes efetuados em 156 pacientes, onde se observou uma taxa de sobrevivência do implante de 96.1(%). [30]



Figura 3.6: Prótese Box[®] Total Ankle Replacement [24].

3.3.4 SALTO[®] Total Ankle Replacement

A prótese SALTO[®] Total Ankle Replacement da Tornier Surgical Implants é constituída por 3 componentes e é não cementada. A componente tibial tem uma superfície lisa que aloja o rolamento de polietileno, permitindo rotação e translação. Uma "guia" de 3 mm na zona medial foi desenhada para evitar choques do rolamento com o maléolo medial. Para a integração óssea é usada uma quilha e um pino de fixação. A forma da componente talar replica a geometria da articulação nativa. A largura da parte anterior é maior do que a posterior e a flange lateral tem um raio de curvatura maior que a medial. Assim sendo o eixo de flexão e extensão da componente talar, na zona do rolamento é alinhada com o eixo nativo. A lateral do tálus é coberta com a componente prostética, que articula com o maléolo lateral diretamente ou através da reconstrução da superfície da fíbula. O rolamento móvel é feito de polietileno de ultra-alta densidade e é completamente congruente com a componente talar na flexão e extensão e acomoda até 4º do varus e valgus no plano coronal, evitando assim sobrecarga nas laterais da

prótese. Pode ser usada uma componente lateral maleolar PE cimentada. A prótese está disponível em três tamanhos diferentes.[31] A componente tibial e a componente talar são em cromo-cobalto e a componente meniscal em polietileno. As superfícies não articulares são revestidas por um spray de titânio, para melhorar a integração óssea. [23] Graças à instrumentação precisa utilizada o correto posicionamento e uma boa estabilidade são conseguidas. A estabilidade da componente talar é providenciada por três cortes no osso, um anterior, um posterior e um lateral e pela inserção de um pino oco de 11 mm de diâmetro no corpo do tálus. Durante 35 meses (em média) 93 implantes em 91 pacientes foram acompanhados, tendo ao fim deste tempo sobrevivido 95(%) a 98(%) das próteses implantadas. Foi também concluído que a amplitude de movimento após implante é de $11.9^{\circ} \pm 6^{\circ}$ para a dorsiflexão e $16.4^{\circ} \pm 6^{\circ}$ para a flexão plantar. [31]



Figura 3.7: Prótese SALTO. [32]

3.3.4.1 Técnica cirúrgica e instrumentação

O planeamento pré-operatório é feito com recurso a exames radiológicos. Estes exames permitem determinar o tamanho dos componentes prostéticos, avaliar as deformações e planear a quantidade de osso a remover. O objetivo principal é recuperar a linha de articulação.

O paciente é posicionado em decúbito dorsal em cima da maca com o pé a ser intervenido virado para cima. É realizada uma incisão na linha média anterior entre o tendão da tíbia anterior e o extensor halucis longus ou entre o extensor halucis longus e o extensor digitorum longus. Todos os osteófitos anteriores são removidos com um osteótomo, e quaisquer adesões ao corpo do tálus são liberados com um citoscópio.

A ressecção da borda anterior da tíbia distal utilizando um osteótomo proporciona a observação direta da superfície articular da tíbia distal. A ressecção tibial é feita primeiramente com um bloco de corte extra-medular. O bloco de corte é alinhado com a crista anterior da tíbia e é seguro ao eixo tibial com dois pinos. Assim, é possibilitado um corte perpendicular ao eixo tibial. Nesta fase do procedimento, o nível de ressecção é referenciado fora da ponta distal da tíbia, de modo que uma quantidade mínima de osso seja removida. A rotação e a posição do corte transversal são ajustadas com precisão. O corte não deve ser maior do que o ângulo tibiomaleolar, medialmente, e a sindesmose tibiofibular, lateralmente. No plano sagital, o bloco de corte dita uma inclinação de 7°

posterior em relação ao o córtex anterior da tíbia. O devido tamanho do bloco de corte é selecciondado durante o planeamento pré-operatório.

Estando a resecção tibial completa, o tálus pode ser mobilizado. A preparação talar é feita com o tornozelo a 90^o.

O bloco de corte é posicionado para fazer o primeiro corte talar com o pé mantido a 90^o. Todos os cortes seguintes são feitos com tendo como referência este corte.

O primeiro corte posterior é guiado por pinos. O segundo corte anterior é realizado com um mandril após a rotação ter sido conferida. Este corte vai determinar a posição AP da componente talar na superfície cupular. As posições relativas dos coretes tibiais e talartes sao conferidos com aferidores e ajustados de acordo. De seguida o corte do chanfro lateral pode ser realizado.

São inseridos os componentes de ensaio. A prótese deve estar estável no plano frontal, sem qualquer folga e com mais de 10^o de dorsiflexão. Neste momento o tamanho das componentes pode ser mudado, caso se encontre necessidade."Dorsiflexão insuficiente vai requerer percutaneous Achilles? tendon lengthening."Os últimos componentes são inseridos.

O tornozelo é imobilizado com uma bota de gesso e o tempo até ao suporte de peso pelo tornozelo vai depender da qualidade do osso e dos procedimentos adoptados para a artroplastia.

Em alguns casos específicos, uma componente PE cimentada pode ser usada na superfície articulado maléolo lateral. Esta é inserida após o maléolo lateral ter sido preparado utilizando mandrilagem.

[31]

Capítulo 4

Modelos computacionais

4.1 Introdução

No capítulo 4 um dos objetivos foi realizar um modelo de elementos finitos representativo da articulação do tornozelo para as três situações em estudo. O desenvolvimento destes modelos tem a finalidade de serem posteriormente usados nos testes de simulações numéricas realizados neste trabalho. Para este estudo foram consideradas 3 situações distintas da artroplastia. Uma representativa do modelo intato, outra do modelo implantado no pós-operatório e outra que representa o modelo implantado a longo termo. O modelo intato representa a articulação nativa do tornozelo, para um indivíduo saudável. O modelo no pós-operatório tem o objetivo de replicar o momento logo a seguir à artroplastia, onde a osteointegração ainda não aconteceu. Neste modelo as condições osso-prótese são definidas como ligações com atrito. No modelo implantado a longo termo é simulada a articulação do tornozelo após a completa osteointegração do implante. Neste modelo as condições osso-prótese foram definidas como rigidamente ligadas. Para este trabalho foi estudado o comportamento da articulação nas situações clínicas descritas para o caminhar e para a corrida em 3 fases distintas do ciclo de marcha: neutral, dorsiflexão e flexão plantar. Os modelos tridimensionais dos ossos foram construídos com recurso a uma ressonância magnética de um indivíduo saudável, a qual foi importada e tratada de forma a ser possível obter os modelos geométricos ósseos. O modelo do implante foi gerado com recurso à técnica de digitalização laser 3D. Com os modelos simulados as deformações principais mínimas no osso esponjoso e cortical foram analisadas com o objetivo de identificar as zonas mais críticas, onde o risco de dano ósseo poderá estar presente. Este risco pode ser associado ao efeito de sobrecarga óssea, ou seja, zonas onde existe risco potencial de fratura ou ao efeito de stress-shielding, ou seja, zonas onde existe uma redução substancial de deformações entre o modelo estudado e o modelo nativo. O efeito de stress-shielding pode levar à perda de densidade óssea.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Modelos Geométricos

A geração dos modelos ósseos foi feita através da reconstrução tridimensional a partir de uma ressonância magnética. A ressonância magnética foi cedida pela clínica CENTAC (Centro de tomografia computadorizada de Aveiro, Lda), Aveiro. Para proceder à recons-

trução foi utilizado o programa *Invesalious 3.0*. Este software foi escolhido pois possibilita a reconstrução tridimensional de regiões de interesse de imagens médicas e é gratuito.

As imagens cedidas pela clínica eram respeitantes à zona da articulação nativa de um indivíduo saudável. Para proceder à reconstrução, o conjunto de imagens foi importado para o software *Invesalious 3.0* e posteriormente foi escolhido um limiar para facilitar a deteção do osso em análise. Após o limiar correto estar escolhido as imagens são retocadas manualmente, eliminando zonas de desinteresse e redesenhando as zonas de interesse. Tendo as zonas de interesse devidamente selecionadas, foi criada uma nuvem de pontos em formato STL. Esta nuvem foi posteriormente importada para o software CAD *Catia V5 (Dassault Systems, USA)* para ser construído o modelo CAD da articulação do tornozelo. Este software permite o tratamento da nuvem de pontos e seu refinamento, bem como permite criar as superfícies e os sólidos das componentes ósseas. Com a nuvem de pontos tratada, foi gerada uma superfície com base na nuvem de pontos. Por final, o modelo sólido é criado usando a superfície como base. Na imagem 4.1 estão representados os modelos ósseos no formato STL, em superfície e em sólido.

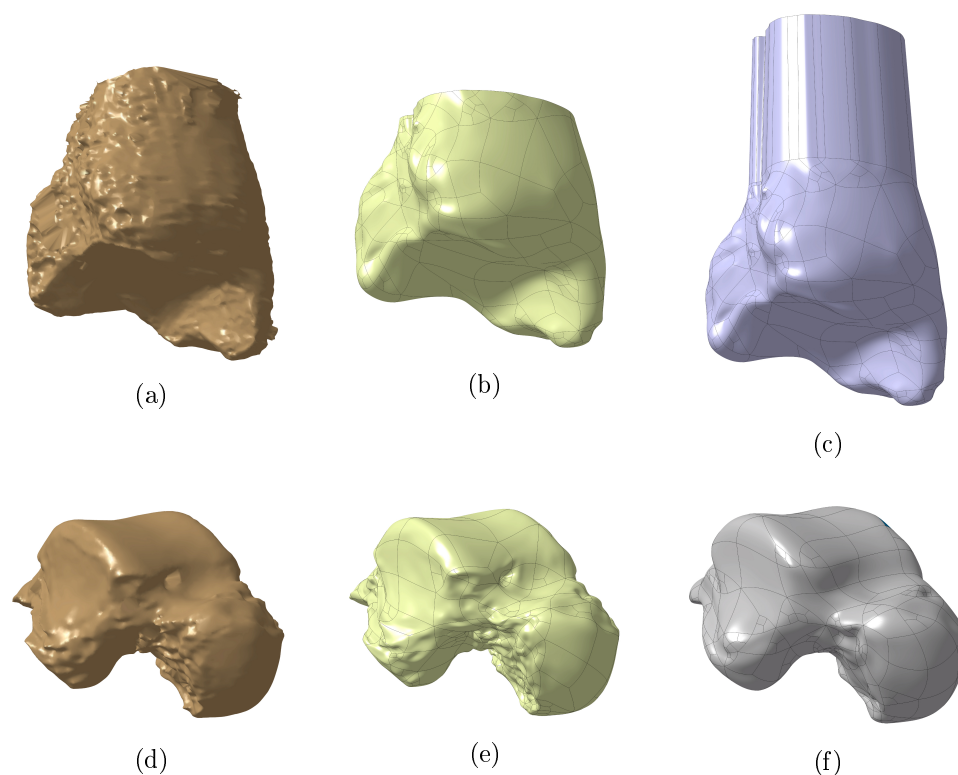


Figura 4.1: (a) Modelo STL da tíbia; (b) Superfície da tíbia ; (c) Sólido tibial; (d) Modelo STL do tálus ; (e) Superfície do tálus; (f) Sólido talar.

Após a obtenção do modelo sólido da tíbia e do tálus, foi necessário criar o modelo geométrico do osso esponjoso (interior) e do osso cortical (periférico), bem como da cartilagem. A espessura dos componentes foi escolhida com base na análise das imagens médicas. Um sólido com as dimensões externas do osso cortical é criado a partir dos modelos criados anteriormente. Depois, o modelo do osso esponjoso é gerado. Através de uma diferença de volumes, o volume do osso esponjoso é retirado ao volume do osso

cortical, e assim ficam gerados estes componentes. Para a geração da cartilagem, foi aumentado proporcionalmente o volume do osso cortical de forma a que a diferença de distâncias entre as superfícies do modelo aumentado e do modelo inicial fosse a espessura da cartilagem. Com o modelo da cartilagem gerado, foram realizados vários cortes para que a sua geometria se assemelhe à da cartilagem da articulação. O resultado destas operações pode ser observado na figura 4.2.

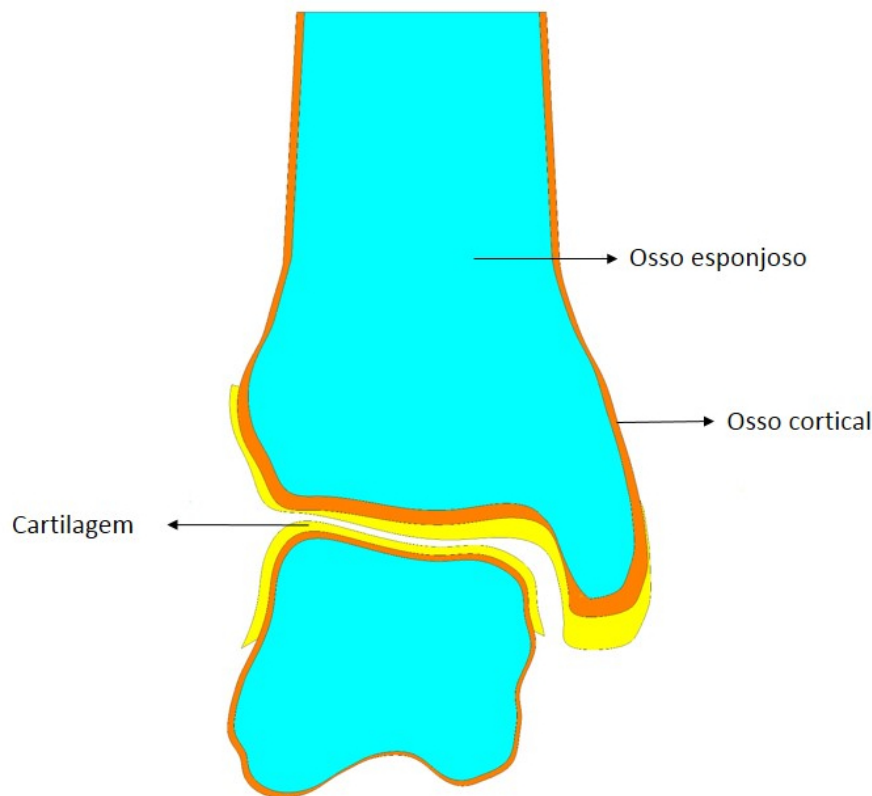


Figura 4.2: Representação do osso esponjoso, osso cortical e cartilagem.

O modelo CAD representativo do modelo intato da articulação do tornozelo foi construído com base nas imagens médicas da articulação, onde os ossos foram alinhados e posicionados de forma a que o correto alinhamento da articulação seja alcançado, replicando assim o modelo real.

A prótese escolhida para este trabalho foi a prótese SALTO[®] Total Ankle Replacement da Tornier Surgical Implants. Para a construção do modelo CAD tridimensional da prótese SALTO[®] Total Ankle Replacement, foi necessária a realização de uma digitalização na digitalizadora 3D laser sem contacto Roland LPX-250 presente no departamento, com recurso ao software *Dr. PICZA3*. A prótese é colocada na digitalizadora de forma a que o varrimento laser consiga detetar toda a sua geometria. Depois de o objecto ser digitalizado, o software *Dr. PICZA3* exporta uma nuvem de pontos que é posteriormente importada para o software CAD *Catia V5* (*Dassault Systems, USA*). Neste software, a nuvem é suavizada e o ruído é retirado. A nuvem de pontos devidamente tratada serve de base para a obtenção da superfície do implante. No fim de obter a superfície do implante é criado o modelo sólido. A componente tibial da prótese foi modelada manualmente pois

a sua geometria é simples. Na figura 4.3 podem ser observados os componentes meniscal e talar da prótese SALTO nos formatos STL, superfície e sólido e a componente tibial no formato sólido.

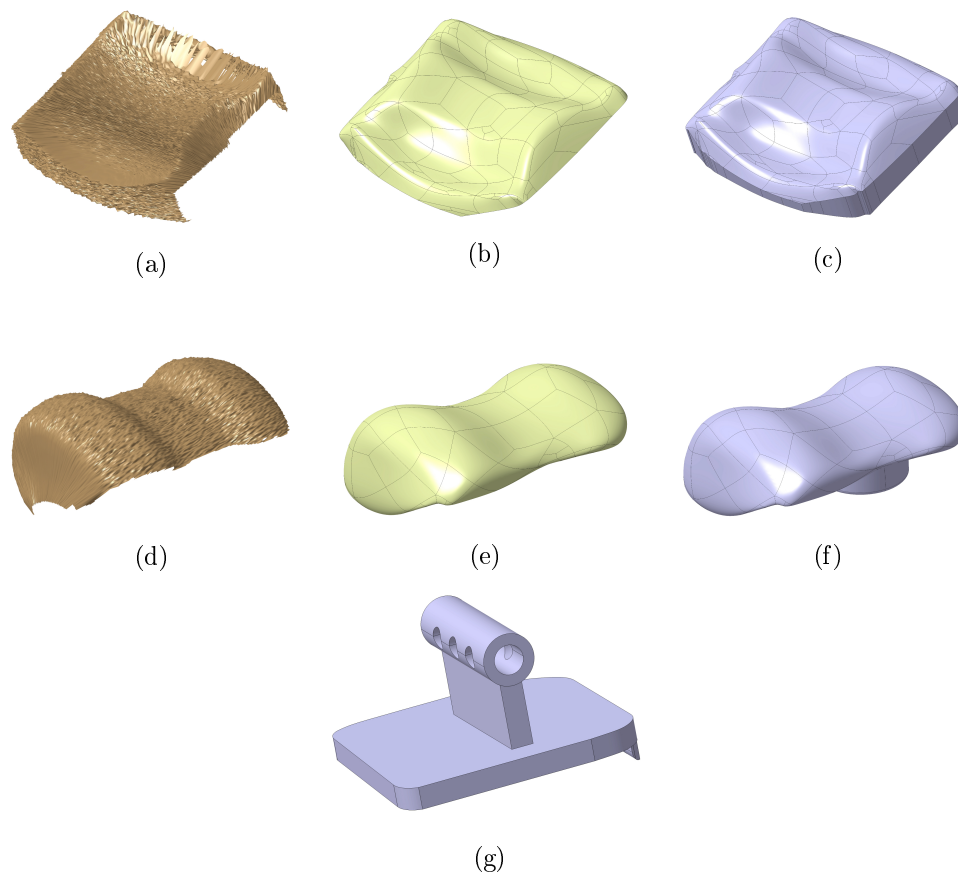


Figura 4.3: (a) Modelo STL da componente meniscal; (b) Superfície da componente meniscal; (c) Sólido da componente meniscal; (d) Modelo STL da componente talar; (e) Superfície da componente talar; (f) Sólido da componente talar.
; g) Sólido da componente tibial.

Por fim, tendo já todos os ossos modelados e todos os componentes da prótese também finalizados foi montado o modelo implantado. Para proceder à montagem deste modelo foi utilizado como base o modelo da articulação nativa. Após consulta da técnica cirúrgica disponibilizada pelo fabricante do implante [31], foram realizados vários cortes nos ossos de forma a que a montagem da prótese fosse possível com o correto posicionamento. Após realizar os cortes os componentes protésicos são colocados na posição final. Na figura 4.4 estão ilustrados os modelos utilizados para a realização deste trabalho.

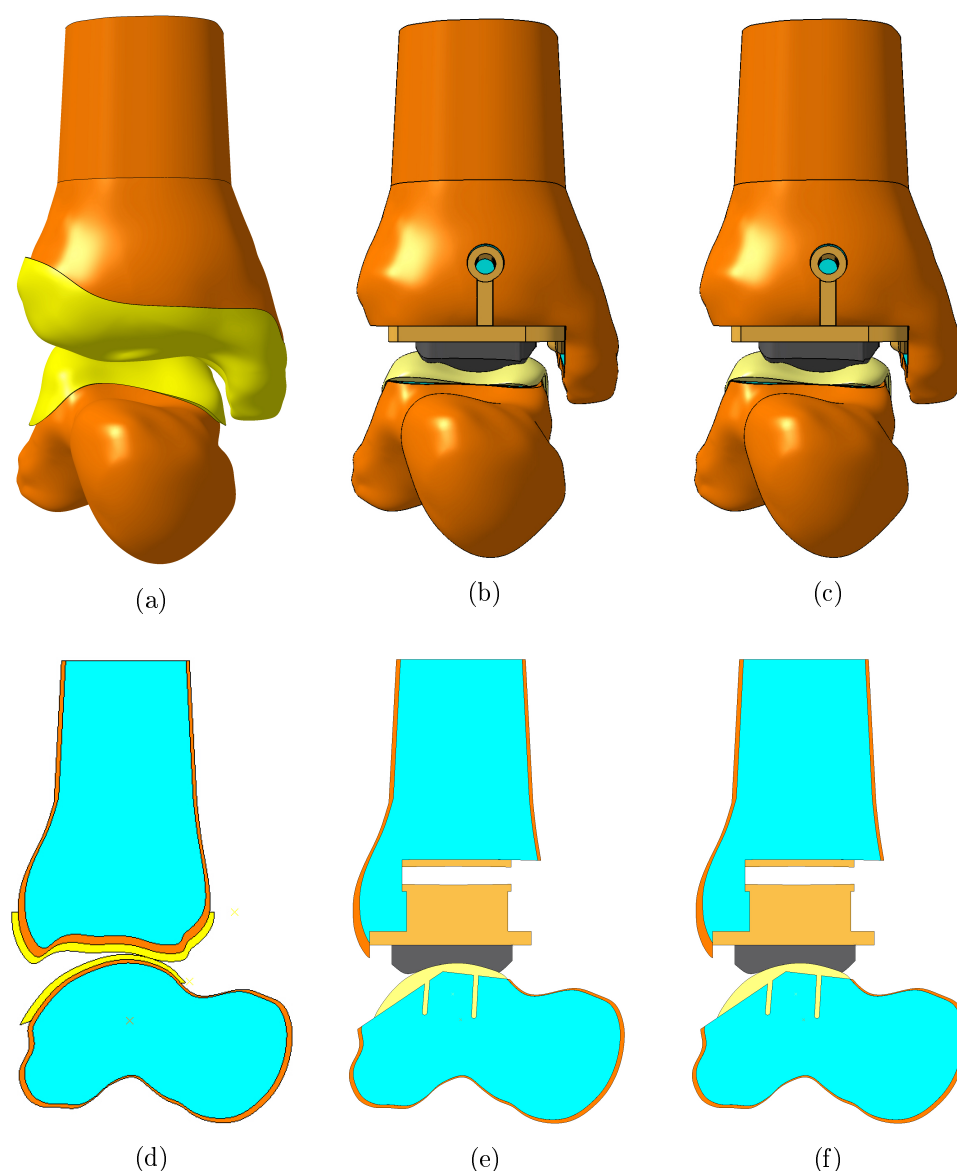


Figura 4.4: Plano frontal: (a) Modelo nativo; (b) Modelo implantado pós-operatório; (c) Modelo implantado longo termo; Plano sagital: (d) Modelo nativo; (e) Modelo implantado pós-operatório; (f) Modelo implantado longo termo.

4.2.2 Modelo de elementos finitos

4.2.2.1 Malha

Após completa a criação dos modelos geométricos, foram criadas as malhas de elementos finitos. Para a geração das malhas foi utilizada a ferramenta *Analysis & Simulation* do programa Catia V5. Com esta ferramenta foram também definidas as condições de contacto dos elementos, as condições de carga e foi realizada a simulação. A malha foi criada para cada um dos componentes dos modelos geométricos a partir dos modelos geométricos já gerados com elementos tetraédricos com o tamanho dos elementos de 1

mm. Foi tentado o mais possível que a malha represente a forma geométrica nativa de cada componente. Após a criação da malha esta foi revista para verificar a existência de elementos distorcidos. O número de elementos e o número de nós do modelo intacto e do modelo implantado estão representados na tabela 4.1 e os modelos numéricos e as respectivas malhas estão representadas na figura 4.5.

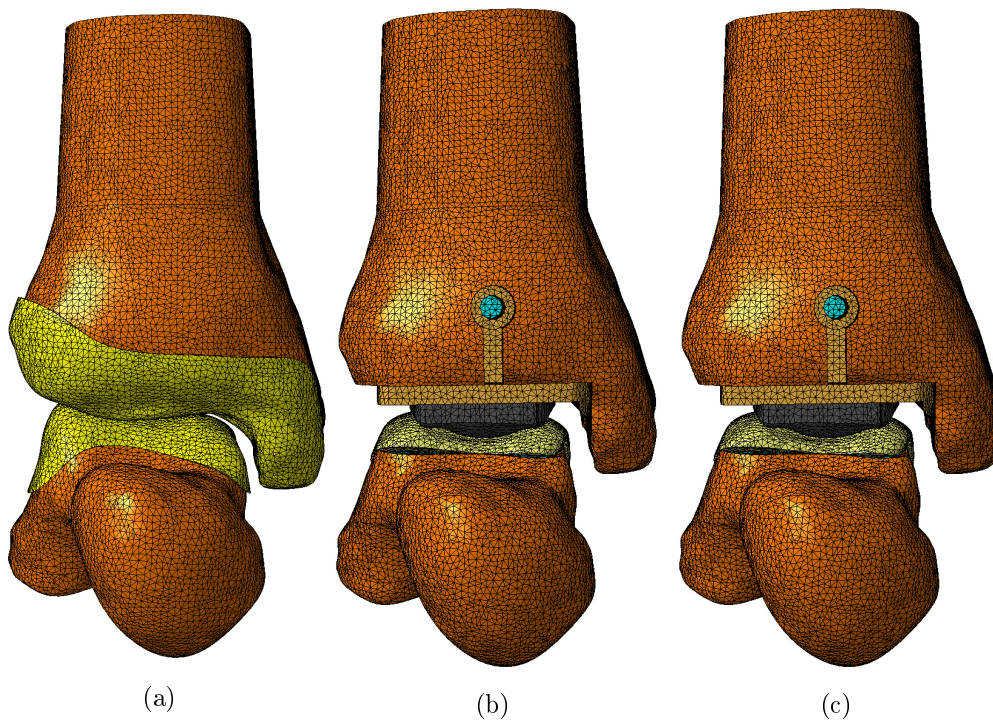


Figura 4.5: (a) Malha do modelo nativo no plano frontal; (b) Malha do modelo implantado no pós-operatório no plano frontal; (c) Malha do modelo implantado no longo termo.

Tabela 4.1: Número de elementos e número de nós dos modelos intacto e implantado.

Modelo	Nº de elementos	Nº de nós
Intacto	462466	109581
Implantado	482611	113957

4.2.2.2 Propriedades dos materiais

As propriedades da estrutura óssea são difíceis de representar computacionalmente em modelos de elementos finitos uma vez que o osso esponjoso apresenta uma estrutura muito complexa. O osso apresenta propriedades heterogêneas em termos de densidade, resistência mecânica e espessura, possui ainda propriedades viscoelásticas e comportamentos anisotrópicos. [33] [34].

Para o presente estudo os materiais foram definidos como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. [35] [36]

As propriedades mecânicas definidas para esta simulação são 16 GPa para o osso cortical com um coeficiente de Poisson de 0.3 [37], 500 MPa com um coeficiente de Poisson de 0.3 para o osso esponjoso [38] e 1 MPa com um coeficiente de Poisson de 0.4 para a cartilagem [39]. Para as componentes talar e tibial da prótese foi usado um módulo de Young de 193 GPa e um coeficiente de Poisson de 0.29 [40] e para a componente meniscal um módulo de Young de 557 MPa e um coeficiente de Poisson de 0.46 [41]. Estas propriedades podem ser observadas na tabela 4.2

Tabela 4.2: Propriedades dos materiais utilizados na simulação. [37] [38] [39] [40] [41]

	Módulo de Young E (MPa)	Coeficiente de Poisson (ν)
Co-Cr	193000	0.29
UHMWPE	557	0.46
Osso esponjoso	500	0.3
Osso cortical	16000	0.3
Cartilagem	1	0.4

4.2.2.3 Condições fronteiras

Para cada posição do ciclo de marcha simuladas, foram usadas as cargas aplicadas na articulação correspondentes. As cargas aplicadas na articulação durante a corrida podem ser consultadas na tabela 4.4. [18]. Para a simulação do caminhar, as cargas utilizadas foram selecionadas com base num estudo numérico realizado para os membros inferiores. Este estudo foi validado com resultados reais obtidos para a articulação da anca. [16]. Para a corrida as cargas utilizadas foram selecionadas com base em um estudo que mediu as forças em 10 corredores. [17] Os momentos aplicados na articulação do tornozelo foram recolhidos de um estudo que analisou a corrida de 24 indivíduos. [18] Durante o caminhar e durante a corrida são aplicadas forças e momentos na articulação do tornozelo. Na tabela 4.3 estão representadas as condições de carga aplicadas na articulação do tornozelo durante o caminhar. [16] Na figura 4.6 estão ilustrados as cargas utilizadas na simulação e os ângulos da articulação para cada posição. Os movimentos foram restringidos em X e em Y para garantir a estabilidade.

Tabela 4.3: Condições de carga aplicadas na articulação do tornozelo durante o caminhar.[16]

Posição	Flexão plantar (-15°)	Neutral (0°)	Dorsiflexão (10°)
Força (N)			
Componente em X	60	0	0
Componente em Y	60	0	120
Componente em Z	-780	-1440	-2340
Momento (Nm)			
Componente em X	0	-5.1	-4.8
Componente em Y	0	-5.1	0.6
Componente em Z	-6	-3	1.8

Tabela 4.4: Condições de carga aplicadas na articulação do tornozelo durante a corrida.[17] [18]

Posição	Flexão plantar (-15°)	Neutral (0°)	Dorsiflexão (10°)
Força (N)			
Componente em X	0	0	0
Componente em Y	120	300	240
Componente em Z	-1200	-3000	-5400
Momento (Nm)			
Componente em X	0	0	0
Componente em Y	0	0	0
Componente em Z	-108	-42	18

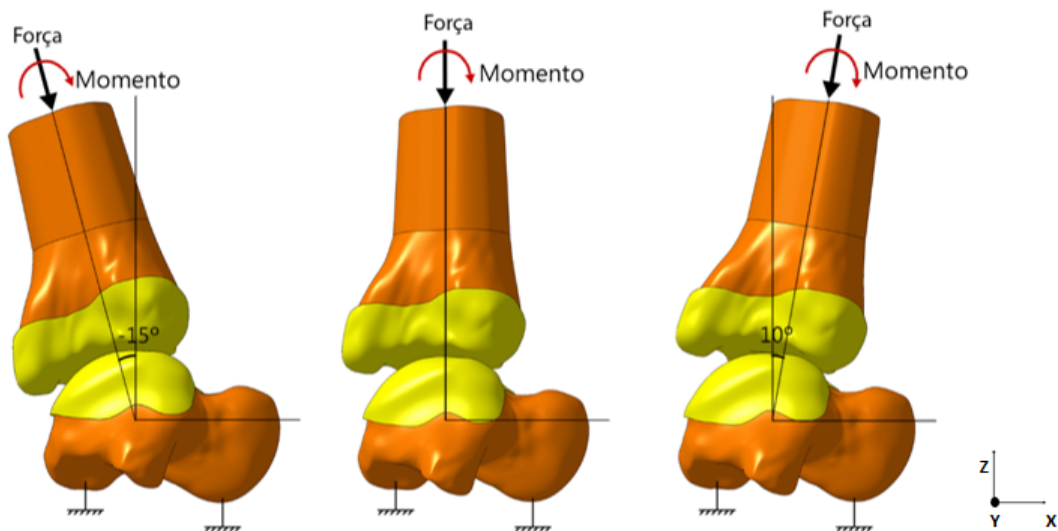


Figura 4.6: Representação das cargas aplicadas na articulação do tornozelo.

4.2.2.4 Condições de contacto e interface

As condições de contacto foram definidas tendo em conta a situação clínica a simular. Para a realização da simulação da articulação intacta as interações entre osso cortical - osso esponjoso e entre osso cortical - cartilagem foram definidas como rigidamente ligadas, as interações entre cartilagens foram definidas como contacto com coeficiente de atrito de 0.01. [42] Para a realização da simulação da articulação implantada a curto termo as interações entre osso cortical - osso esponjoso e entre osso cortical - cartilagem foram definidas como rigidamente ligadas, as interações entre componente talar e tibial com os ossos esponjoso, cortical e articulação foram definidas como contacto com coeficiente de atrito de 0.3 [43] [44] [45]. As interações entre as componentes talar meniscal e tibial meniscal foram definidas como contacto com coeficiente de atrito de 0.045. [46] Para a realização da simulação da articulação implantada a curto termo as interações entre osso cortical - osso esponjoso e entre osso cortical - cartilagem foram definidas rígidas, as interações entre componente talar e tibial com os ossos esponjoso, cortical e articulação

foram também definidas como rígidas. As interações entre as componentes talar meniscal e tibial meniscal foram definidas como contacto com coeficiente de atrito de 0.045 [46]. As condições de contacto estabelecidas para a realização deste estudo estão apresentadas na tabela 4.5.

Tabela 4.5: Condições de contacto entre os componentes dos modelos utilizados no estudo numérico. [42] [43] [44] [45] [46]

Interface	Intacto	Pós operatório	Longo termo
Tíbia esponjoso/ tíbia cortical	Ligação rígida		
Tíbia cortical/ tíbia cartilagem	Ligação rígida		
Tálus esponjoso/ tálus cortical	Ligação rígida		
Tálus cortical/ tálus cartilagem	Ligação rígida		
Tíbia cartilagem/ tálus cartilagem	Contato com atrito ($\nu=0.01$)	-	-
Componente tibial/ tíbia cortical	-	Contacto com atrito ($\nu=0.3$)	Ligação rígida
Componente tibial/ tíbia esponjoso	-	Contacto com atrito ($\nu=0.3$)	Ligação rígida
Componente tibial/ componente meniscal	-	Contacto com atrito ($\nu=0.045$)	Contacto com atrito ($\nu=0.045$)
Componente menisca/ componente talar	-	Contacto com atrito ($\nu=0.045$)	Contacto com atrito ($\nu=0.045$)
Componente talar/ tálus cortical	-	Contacto com atrito ($\nu=0.3$)	Ligação rígida
Componente talar/ tálus esponjoso	-	Contacto com atrito ($\nu=0.3$)	Ligação rígida

4.2.2.5 Análise de resultados

Após as simulações pelo método dos elementos finitos foram analisadas as deformações principais mínimas no osso cortical e osso esponjoso. A análise das deformações principais mínimas tem como objetivo identificar as zonas mais críticas, isto é, as zonas onde eventualmente poderá existir risco de dano ósseo devido ao efeito de sobrecarga localizada, ou seja, as zonas onde existe o risco de fratura. Da análise das deformações principais mínimas podem também ser identificadas potenciais zonas onde existe risco de reabsorção óssea pelo efeito de stress-shielding, verificando se existem zonas onde ocorrem reduções substanciais das deformações principais mínimas entre o modelo intacto e o modelo implantado no longo termo.

Foi também feita uma análise às tensões de vonMises aplicadas no implante, para cada modelo em cada situação estudada. O objetivo desta análise é verificar a capacidade do implante suportar as tensões aplicadas no caminhar e na corrida.

Por fim foi feita uma análise dos micromovimentos entre o implante e o osso com o

intuito de verificar se o design do implante facilita a adesão óssea do mesmo.

Para a análise das deformações principais mínimas foi necessário subdividir os componentes da articulação em várias zonas. A zona A e B fazem parte do osso cortical, assim como a zona C, D, E, F e G são constituintes do osso esponjoso. A zona A corresponde à zona do osso cortical da tíbia onde foi realizado o corte para a colocação da componente tibial, a zona B corresponde à zona do osso cortical do tálus, na zona de contacto do implante com o osso. A zona C corresponde à zona de contacto da haste tibial com a tíbia esponjoso, a zona D corresponde à zona de contacto da componente talar com a cabeça do tálus e a zona E corresponde à zona de contacto da haste tibial com a zona anterior da tíbia esponjoso. A zona F é a zona de contacto da quilha da componente tibial com o osso esponjoso da tíbia. A zona G faz corresponder à zona de contacto da quilha talar com o tálus. As zonas de A a G, bem como os respetivos planos de corte estão representadas na figura 4.7.

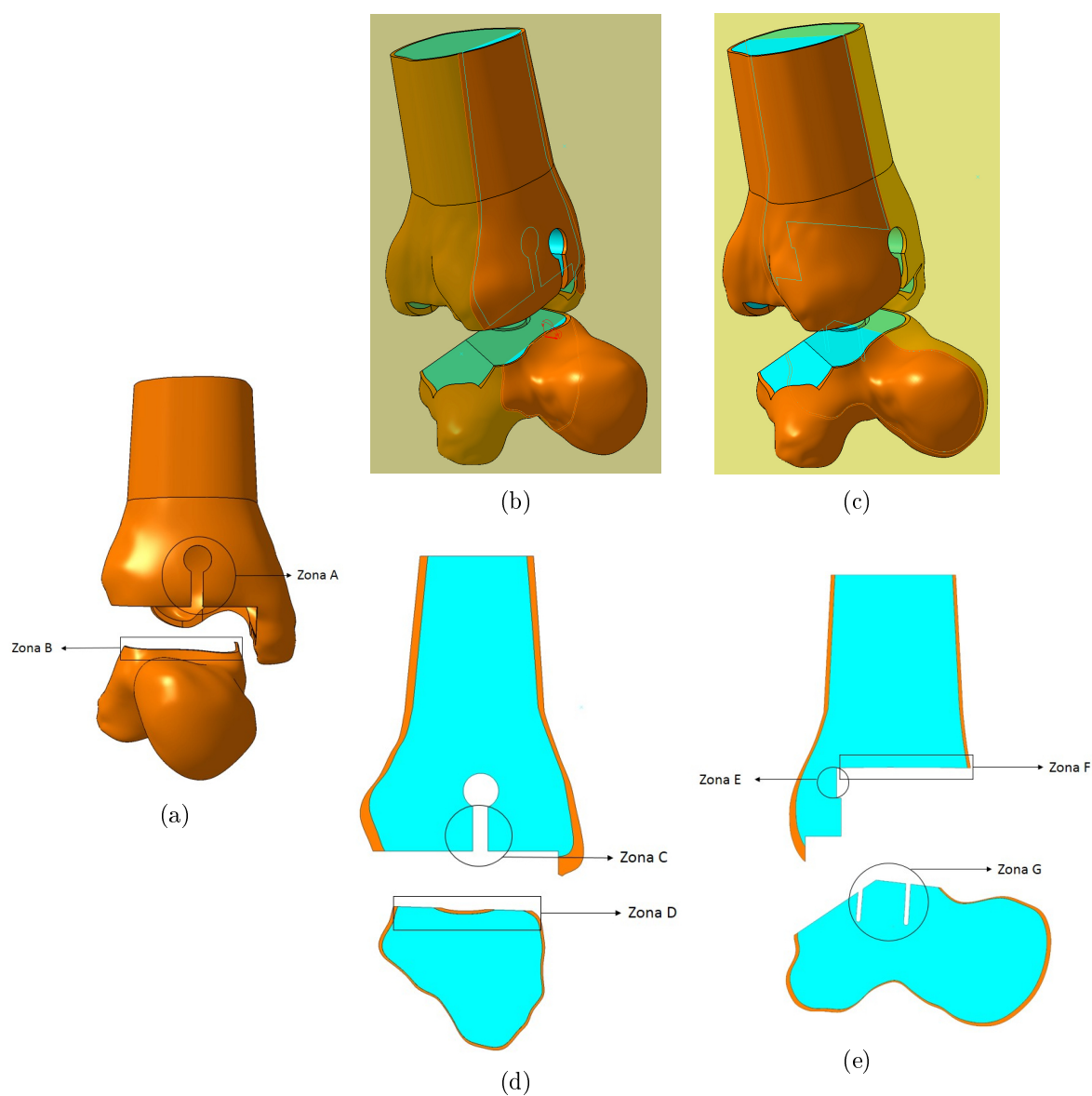


Figura 4.7: (a) Zona A e B; (b) Plano de corte da zona C e D; (c) Plano de corte da zona E,F e G; (d) Zona C e D; (e) Zona E, F e G.

Para realizar a análise dos micromovimentos ocorridos na interface prótese - osso esponjoso foram desenhadas linhas de estabilidade nos modelos implantados. Estas linhas estão ilustradas a vermelho nas componentes ósseas e protésicas na figura 4.8.

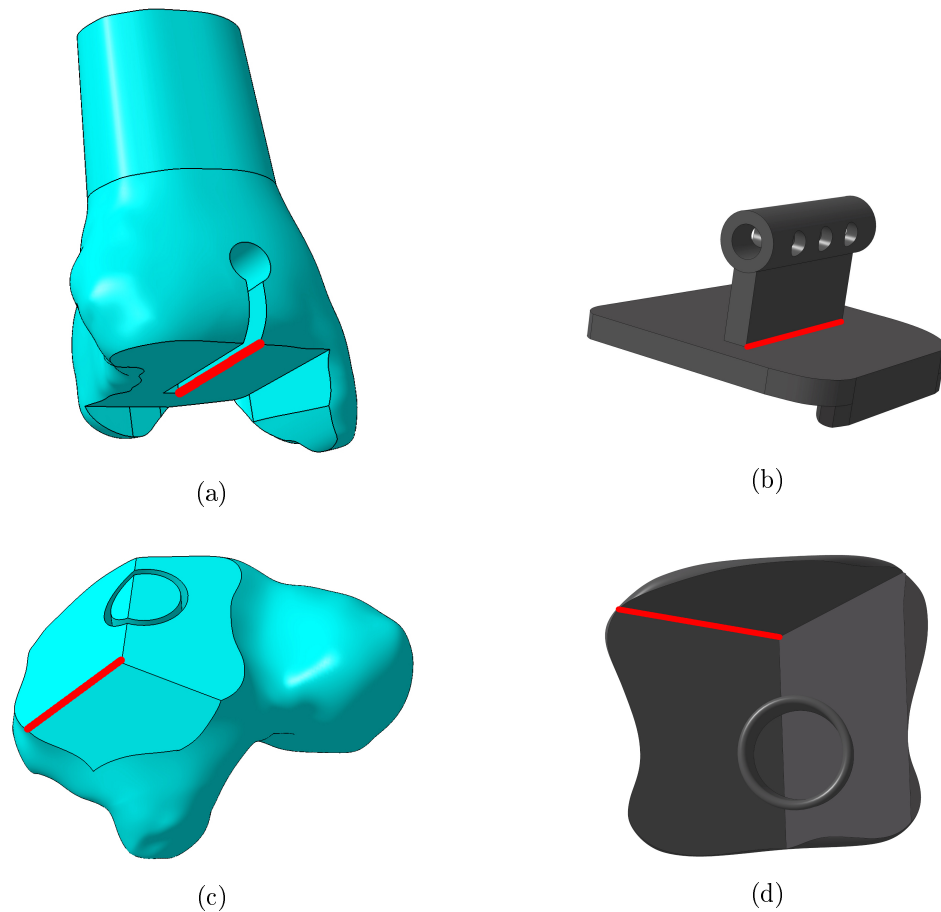


Figura 4.8: a) Linha para análise de micromovimentos na tíbia; b) Linha para análise de micromovimentos na componente tibial; c) Linha para análise de micromovimentos no tálus; d) Linha para análise de micromovimentos na componente talar.

4.3 Resultados

Nesta secção são apresentados os valores das deformações principais mínimas (compressão) no osso esponjoso e no osso cortical tanto no plano frontal como no plano sagital nas três situações de estudo (nativo, pós-operatório e longo termo). Estas deformações são apresentadas sob a forma de gradiente de cores no plano frontal e no plano sagital da articulação. São também apresentados os valores das tensões de Von Mises nos componentes dos implantes e são apresentados os valores dos micromovimentos entre o implante e o osso.

4.3.1 Caminhar

4.3.1.1 Osso esponjoso

Neutral

Na figura 4.9 estão ilustradas as deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso esponjoso para a posição neutral do caminhar, onde são comparadas entre a situação nativa, a situação pós-operatória e a situação a longo termo. Da análise das deformações é verificado que o modelo onde as deformações principais mínimas são mais elevadas é o modelo pós-operatório. Pode também ser observado que a zona onde as deformações principais mínimas são mais elevadas é na zona de contacto da componente talar com a cabeça do tálus, com picos de valores de aproximadamente -7000×10^{-6} m/m na situação de pós-operatório e na situação a longo termo. Comparando o modelo pós-operatório com o modelo nativo, verificamos que as ϵ_3 na zona C são cerca de 1.4 vezes superiores, na zona D são aproximadamente 3 vezes superiores. Ainda comparando os dois modelos acima mencionados, na zona E as ϵ_3 são aproximadamente 6 vezes superiores, na zona F são cerca de 4.4 vezes superiores e na zona G 1.7 vezes superiores em média, chegando a ocorrer picos de aproximadamente -5000×10^{-6} m/m.

Fazendo agora uma análise comparativa entre o modelo a longo termo e o modelo nativo, verificam-se na zona C ϵ_3 1.3 vezes superiores, na zona D as (ϵ_3) permanecem praticamente inalteradas. Analisando a zona E é verificado um aumento de cerca de 6.7 vezes e na zona F as deformações são 2.9 vezes mais elevadas. Para a zona G é observado que as ϵ_3 são em média similares às do modelo nativo, embora apresente picos de aproximadamente -3000×10^{-6} m/m.

Entre o modelo implantado no pós-operatório e o modelo a longo termo, na zona C existe uma redução de cerca de 50 %, na zona D uma variação quase nula, na zona E existiu um pequeno aumento de aproximadamente 10 %. Vendo a zona F existe uma redução de aproximadamente 35 % e na zona G a redução foi de aproximadamente 42 %.

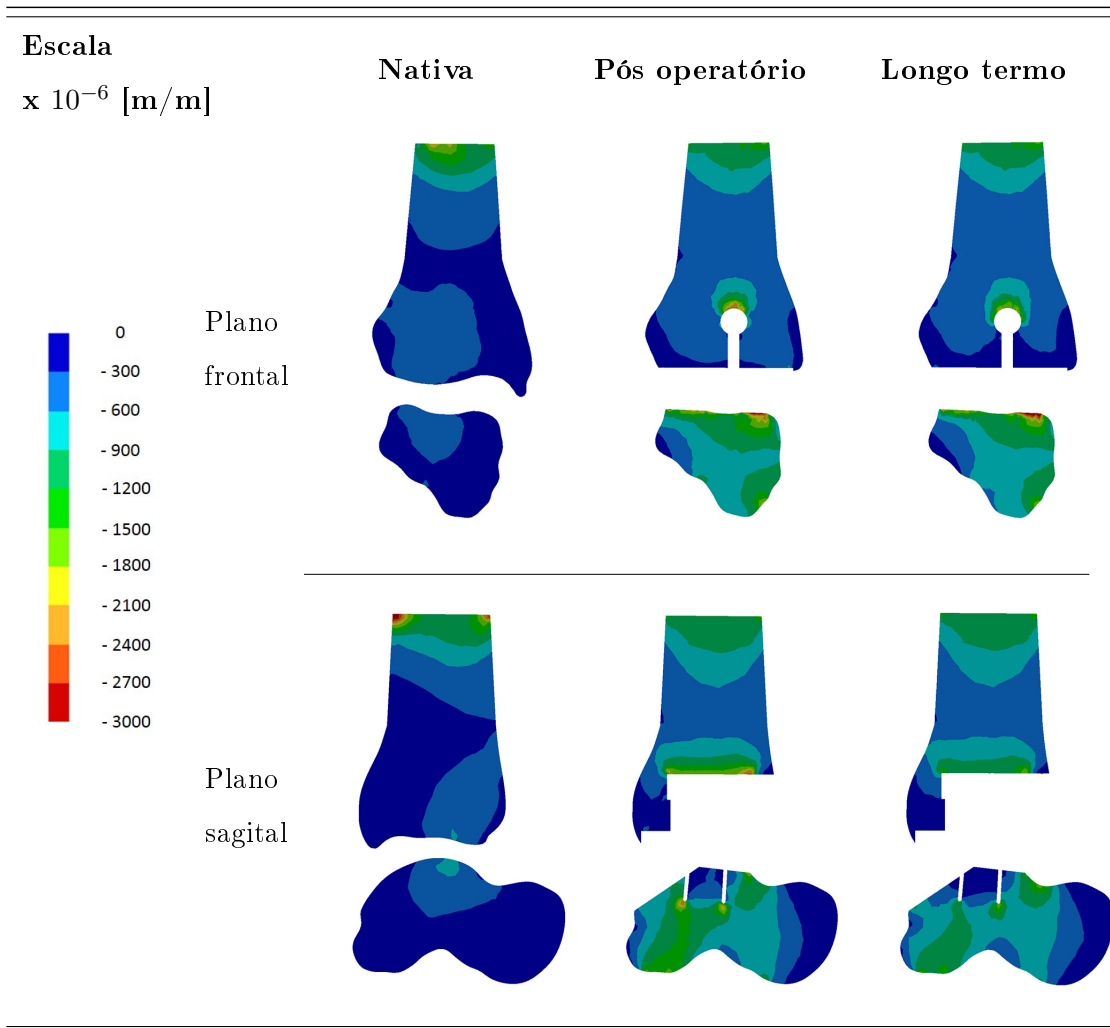


Figura 4.9: Deformações principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição neutra.

Dorsiflexão

As deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso esponjoso para a posição de dorsiflexão do caminhar encontram-se ilustradas para os três casos em estudo na figura 4.10. É observado após análise da figura que o modelo em que as ϵ_3 são mais elevadas é o modelo pós-operatório. A zona onde as deformações principais mínimas são mais elevadas é a zona de contacto da componente talar com a cabeça do tálus, onde estas apresentam picos de aproximadamente $-7000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e uma média de $-6000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ no modelo pós-operatório.

Fazendo uma comparação entre o modelo pós-operatório e o modelo nativo, é observado que existe para a zona C um aumento de 1.2 vezes, para a zona D o aumento é de cerca de 6 vezes, para a zona E existe um aumento de aproximadamente 4.5 vezes. Observando a zona F, é verificado um aumento de cerca de 6.5 vezes e na zona G o

aumento é de aproximadamente 3.2 vezes, existindo nesta zona picos de -8000×10^{-6} m/m.

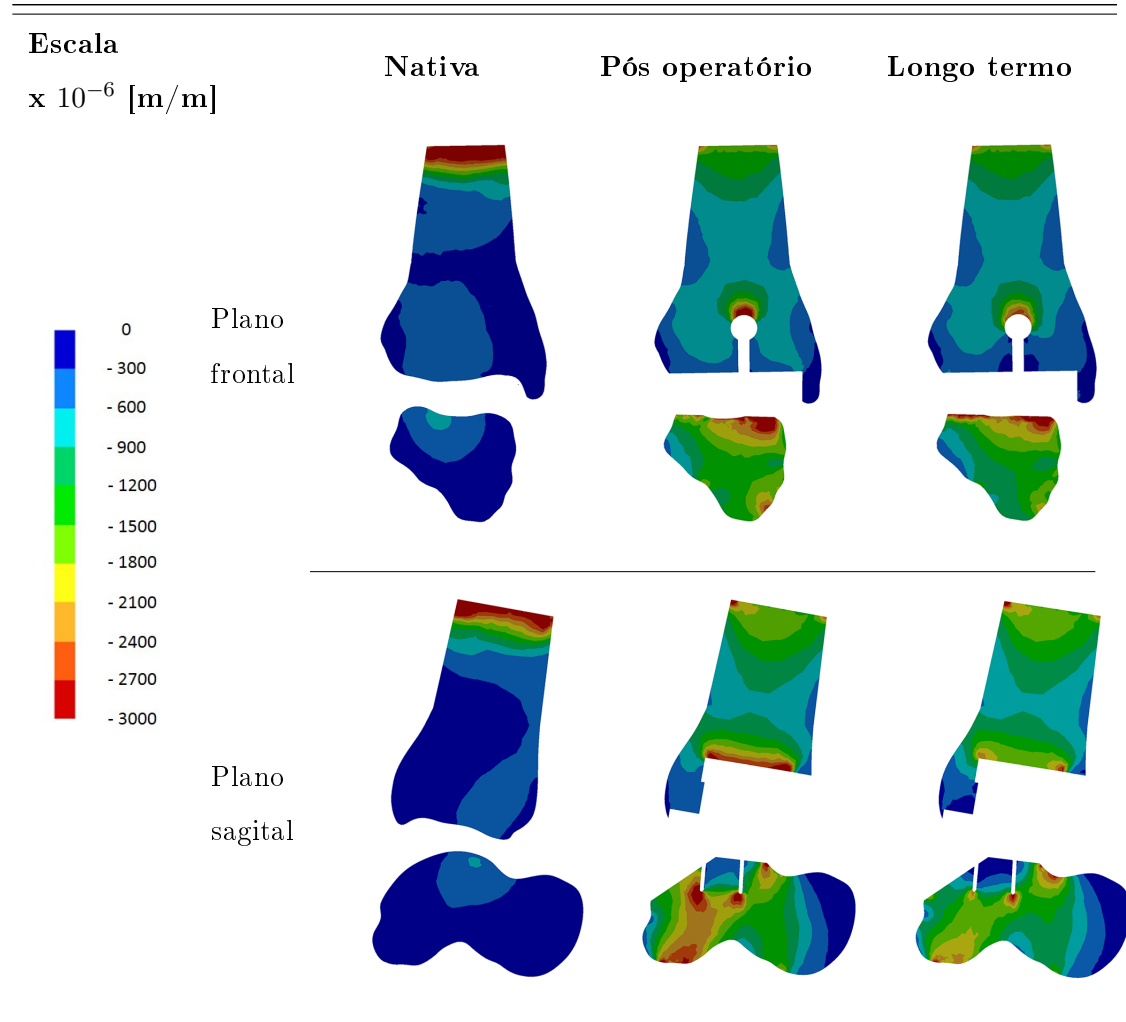


Figura 4.10: Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição de dorsiflexão.

Ao comparar o modelo a longo termo com o modelo nativo observa-se na zona C uma diminuição das ϵ_3 em cerca de 30 %. Para a zona D o modelo a longo termo apresenta níveis de deformações principais mínimas aproximadamente 5 vezes superiores ao modelo nativo, apresentando picos de cerca de -7000×10^{-6} m/m. Na zona E as deformações principais mínimas entre estes modelos aumentam cerca de 5 vezes. Observando a zona F é observado um aumento de 4.7 vezes. Na zona G existe um aumento de 2.3 vezes, com picos de -7000×10^{-6} m/m.

Ao comparar o modelo a longo termo com o modelo pós-operatório verifica-se na zona C uma redução de 42 %, na zona D uma redução de 17 %, na zona E existe um aumento de 12.5 %. Na zona F existe uma redução de 27 % e na zona G a redução das ϵ_3 é cerca

de 28 %.

Flexão plantar

Na figura 4.11 estão representadas as deformações principais mínimas (ϵ_3) do osso esponjoso para o caminhar na flexão plantar nos três modelos estudados. O modelo que apresenta valores médios de deformações principais mínimas mais elevados é o modelo pós-operatório. A zona onde se encontraram ϵ_3 é a zona de contacto da componente talar com a cabeça do tálus, onde os valores atingem -1900×10^{-6} m/m de pico no modelo pós-operatório.

Ao comparar o modelo pós-operatório com o modelo nativo, é verificado que na zona C as ϵ_3 têm aproximadamente o mesmo valor. Na zona D, aumentam aproximadamente 2.4 vezes. Ao analisar a zona E os valores aumentam cerca de 1.4 vezes. Na zona F aumentam aproximadamente 3.4 vezes e na zona G aumentam aproximadamente 1.15 vezes, atingindo picos de -1900×10^{-6} m/m.

Comparando o modelo a longo termo com o modelo intato, na zona C as ϵ_3 diminuíram aproximadamente 45 %, na zona D existiu um aumento de aproximadamente 2.4 vezes. Ao analisar a zona E verifica-se que as ϵ_3 aumentaram cerca de 2.6 vezes. Na zona F existiu um aumento de cerca de 3 vezes e na zona G uma redução de cerca de 17 %, embora nesta zona tenham existido picos de -1500×10^{-6} m/m.

Analisando o modelo a longo termo em relação ao modelo pós-operatório, na zona C existiu uma redução de cerca de 45 % das ϵ_3 , na zona D permaneceram praticamente inalteradas. Na zona E aumentaram cerca de 1.8 vezes. Da análise à zona F conclui-se que existiu uma redução de cerca de 12 % das ϵ_3 . Na zona G as ϵ_3 diminuíram cerca de 29 %.

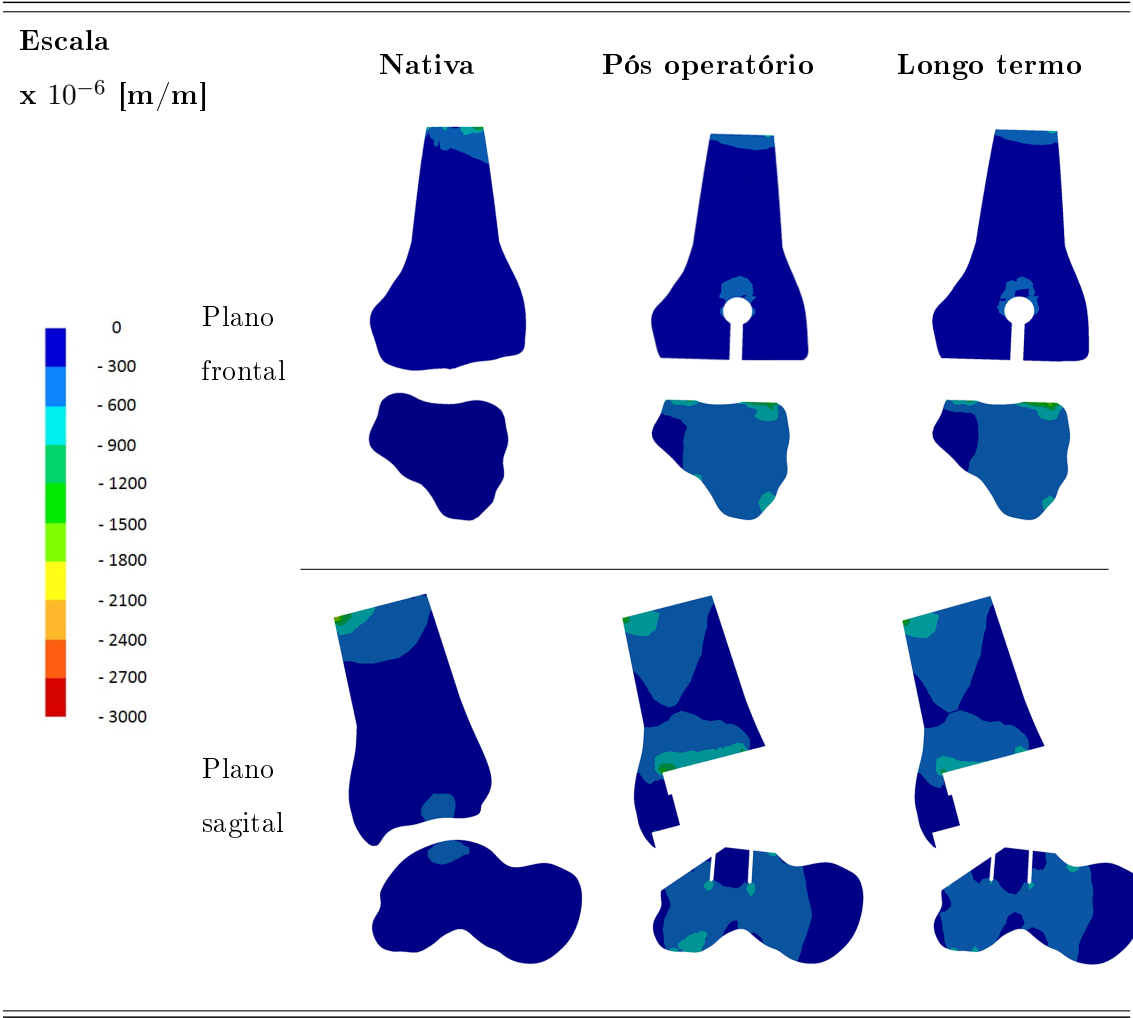


Figura 4.11: Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso durante o caminhar para a posição de flexão plantar.

4.3.1.2 Osso cortical

Neutral

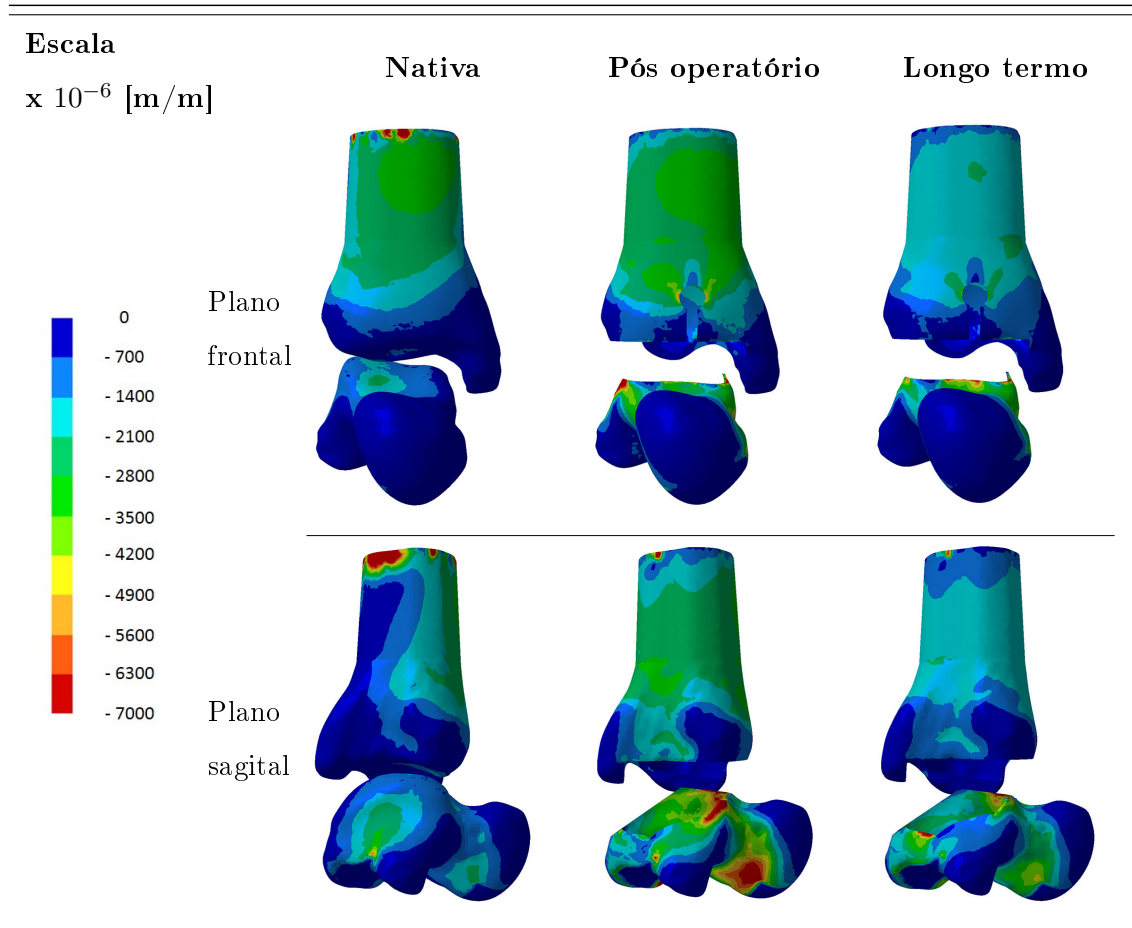


Figura 4.12: Deformacoes principais mínimas no osso cortical durante o caminhar na posição neutral.

As deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso cortical na posição neutral do caminhar podem ser observadas na tabela 4.12 para o modelo nativo, pós-operatório e a longo termo. O modelo que apresenta valores de deformações principais mínimas mais elevados é o modelo a longo termo.

Comparando o modelo pós-operatório com o modelo nativo, é verificado que para a zona A existe um aumento de cerca de 3.5 vezes das ϵ_3 . Na zona B existe um aumento de cerca de 2.5 vezes.

Analisando o modelo longo termo e comparando com o modelo intato, verifica-se que na zona A existe um acréscimo de 3.5 vezes das ϵ_3 e na zona B um aumento de cerca de 4.5 vezes.

Ao comparar o modelo longo termo com o modelo pós-operatório é verificado que na zona A as ϵ_3 permanecem aproximadamente inalteradas e na zona B aumentam 1.8

vezes.

Dorsiflexão

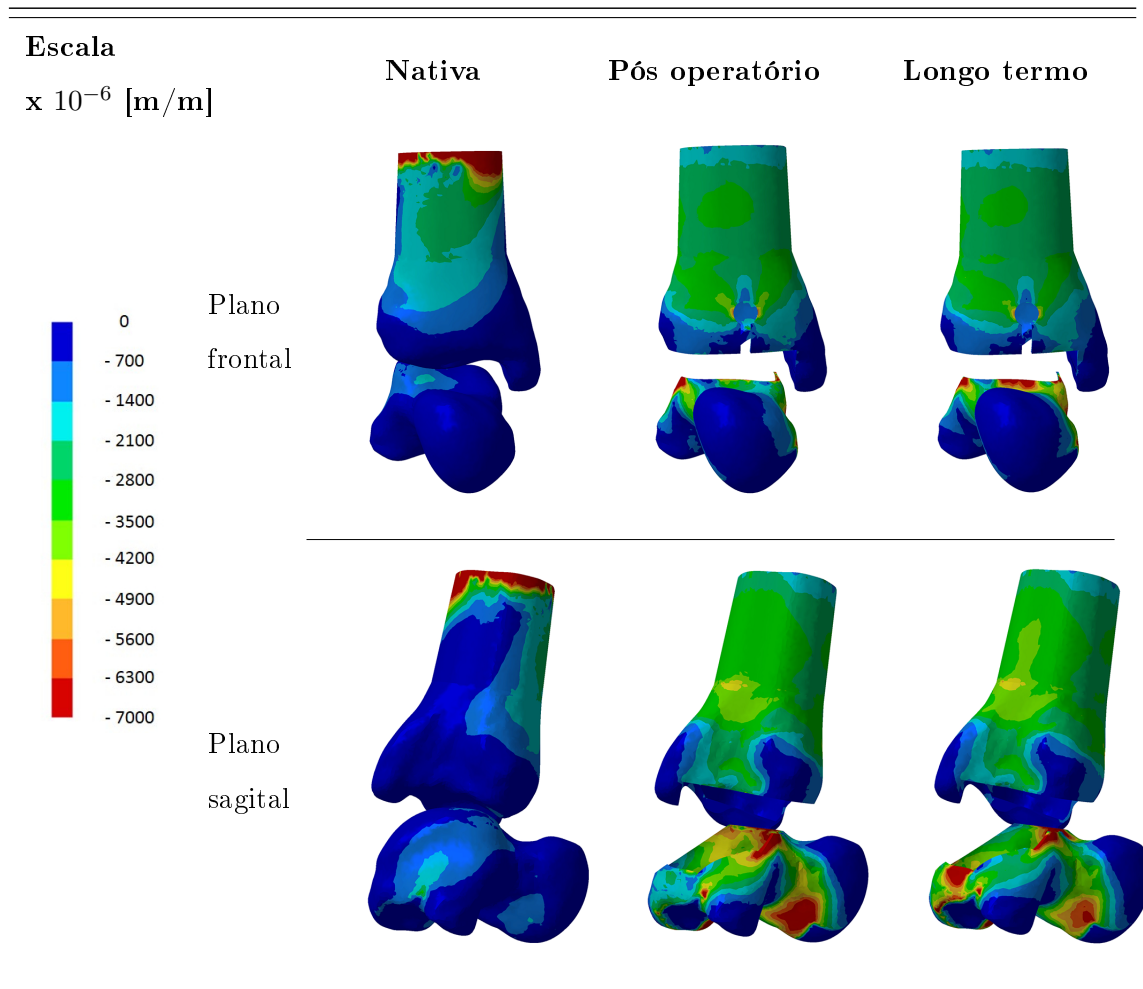


Figura 4.13: Deformacoes principais mínimas no osso cortical durante o caminhar na dorsiflexão.

As deformações principais mínimas (ϵ_3) na posição de dorsiflexão durante o caminhar estão ilustradas na figura 4.13 para os três modelos estudados: intato, pós-operatório e longo termo. O modelo onde foram observadas ϵ_3 mais elevadas foi o modelo a longo termo, com valores de aproximadamente $-3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona B.

Comparando as ϵ_3 do modelo pós-operatório com o modelo intato, é observado que na zona A existe um aumento de cerca de 4.8 vezes e na zona B cerca de 6.6 vezes.

Ao fazer a comparação do modelo a longo termo com o modelo nativo verifica-se que as ϵ_3 na zona A são cerca de 4.4 vezes superiores e na zona B aproximadamente 10 vezes superiores.

Comparando o modelo a longo termo com o modelo intato é concluído que na zona A existe um decréscimo de cerca de 9 % das deformações principais mínimas e na zona B um aumento de 1.5 vezes.

Flexão plantar

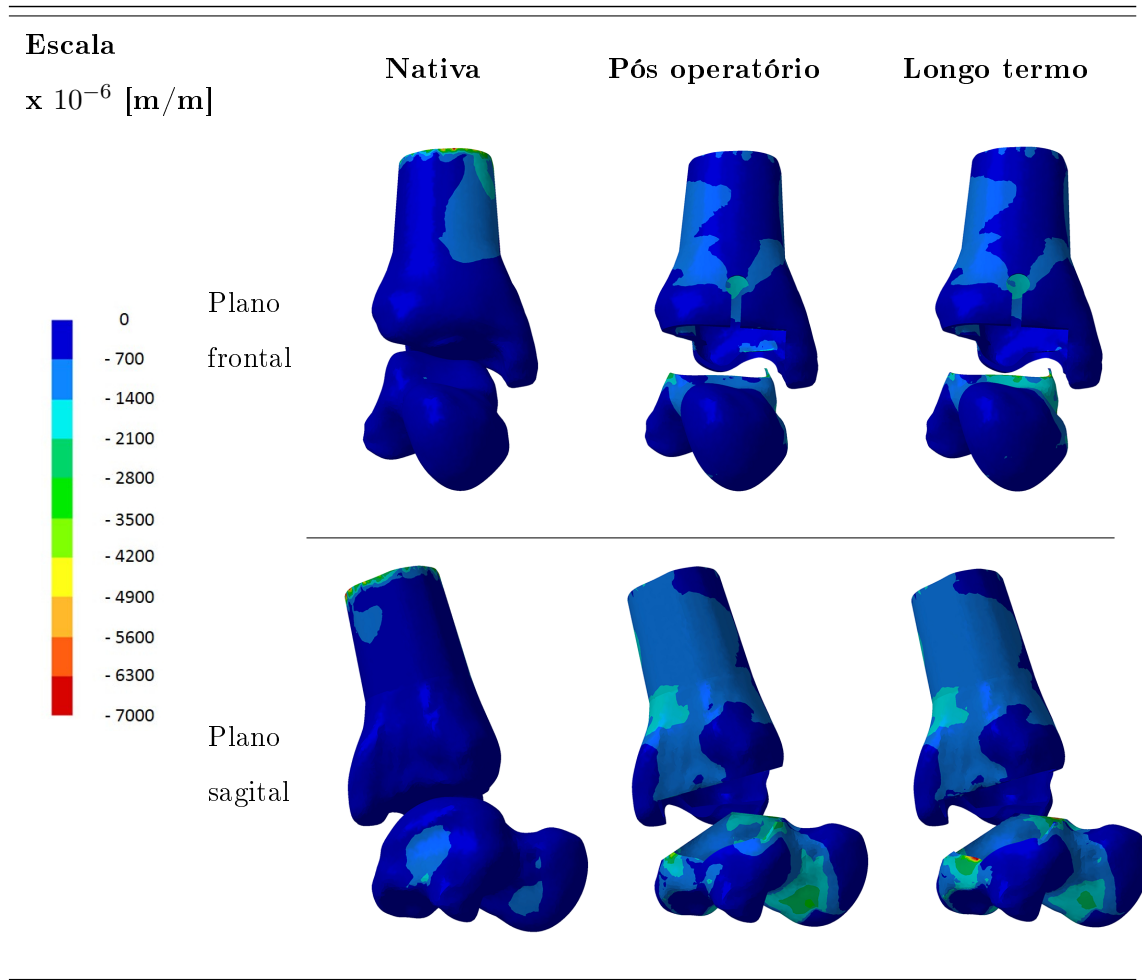


Figura 4.14: Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital no caminhar para a posição de flexão plantar.

Na figura 4.14 estão ilustradas as deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso cortical no plano frontal e no plano sagital para a posição de flexão plantar durante o caminhar. Nesta figura estão representadas as ϵ_3 resultantes no modelo nativo, no modelo pós-operatório e no modelo a longo termo. O modelo onde se verificaram ϵ_3 mais elevadas foi o modelo implantado a longo termo na zona B, com valores de deformações de aproximadamente $- 800 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Fazendo a comparação entre o modelo pós-operatório com o modelo nativo, foi concluído que na zona A existe um aumento de aproximadamente 4.2 vezes das deformações

principais mínimas. Na zona B as deformações principais mínimas aumentam cerca de 1.6 vezes.

Comparando as deformações principais mínimas entre o modelo a longo termo e o modelo nativo, observa-se na zona A um aumento de 4.2 vezes e na zona B um aumento de 3.2 vezes.

Ao comparar o modelo a longo termo com o modelo pós-operatório verifica-se que na zona A as ϵ_3 permanecem praticamente inalteradas, enquanto que na zona B aumentam cerca de 3.2 vezes.

4.3.2 Corrida

4.3.2.1 Osso esponjoso

Neutral

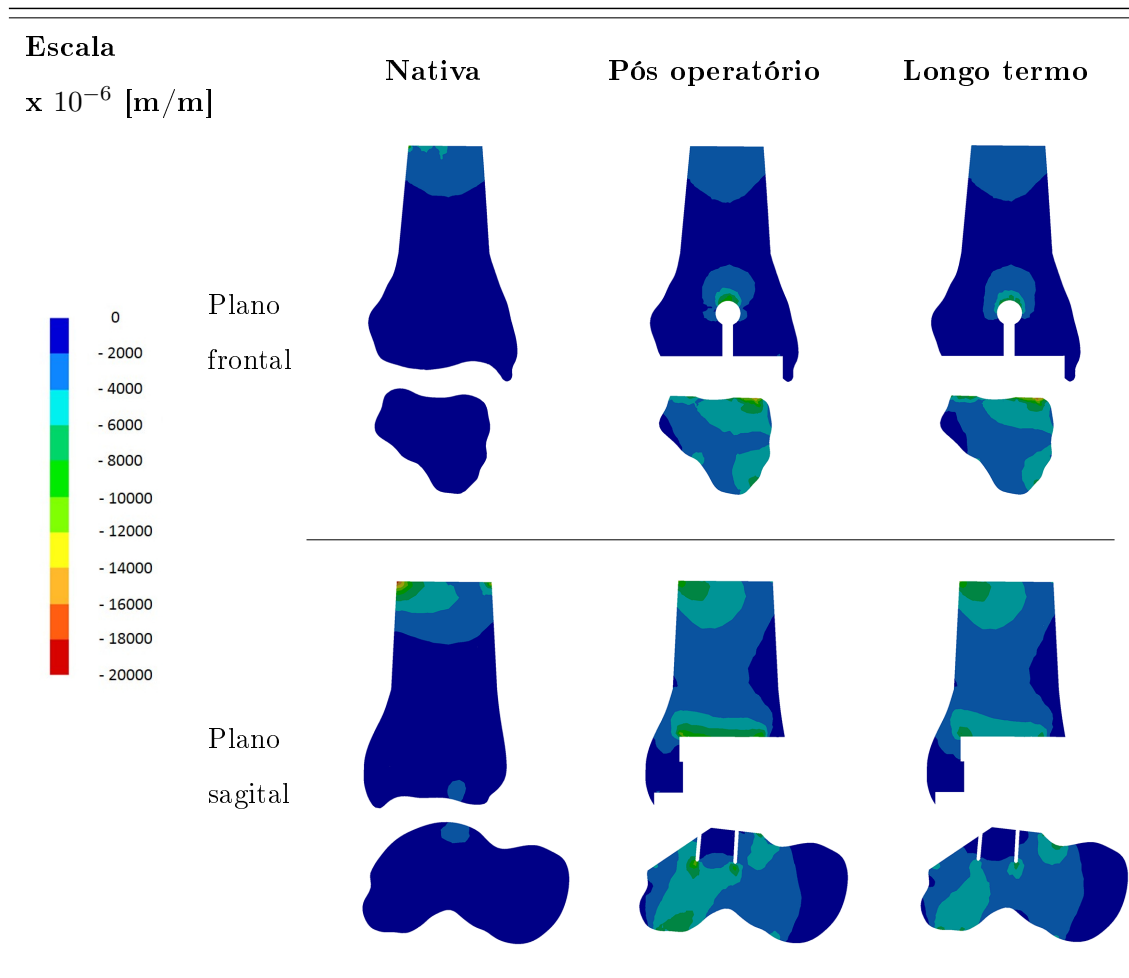


Figura 4.15: Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a posição neutral.

As deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso esponjoso para a corrida na posição neutral estão representadas na figura 4.15. Esta figura apresenta as deformações principais mínimas no modelo nativo, pós-operatório e implantado a longo termo. Após análise da figura é verificado que o modelo onde as ϵ_3 são mais elevadas é o modelo pós-operatório, na zona de contato da componente talar com a cabeça do tálus. Chegam a existir picos de aproximadamente $- 14000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Analisando comparativamente as deformações principais mínimas entre o modelo pós-operatório e o modelo intato, verifica-se para a zona C um aumento de aproximadamente 1.15 vezes. Na zona D o aumento é de aproximadamente 4.15 vezes, tendo picos de $14000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. Ao observar a zona E o aumento é de aproximadamente 9 vezes. Para a zona F, existe um aumento de cerca de 9.4 vezes e na zona G existe um aumento em média de 1.4 vezes, com picos de $- 10000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Ao fazer a análise das ϵ_3 do modelo a longo termo comparado com o modelo intato, é encontrado um decréscimo de cerca de 30 % na zona C, na zona D um aumento de cerca de 3.92 vezes e na zona E um aumento de 10 vezes. Ao analisar a zona F verifica-se um aumento de cerca de 5.6 vezes. Na zona E o aumento é de cerca de 1.1 vezes, embora atinja picos de $- 6000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Comparando o modelo a longo termo com o modelo pós-operatório é visto um decréscimo de 40 % na zona C, um decréscimo de cerca de 6 % na zona D e um aumento de aproximadamente 1.1 vez na zona E. Na zona F existe um decréscimo de aproximadamente 40 % e na zona G as deformações principais mínimas diminuem cerca de 20 %.

Dorsiflexão

Na figura 4.16 estão ilustradas as deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso esponjoso durante a corrida na posição de dorsiflexão. Observando os resultados é observado que o modelo onde as ϵ_3 são mais elevadas é o modelo pós-operatório na zona de contato da componente talar com a cabeça do tálus. Nesta zona as deformações principais mínimas apresentam valores em média de $- 18000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ com valores de pico de $- 25000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Fazendo uma comparação dos resultados das ϵ_3 entre o modelo pós-operatório e o modelo intato é observado que na zona C existe um ligeiro aumento de 1.04 vezes. Na zona D o aumento é de cerca de 7.5 vezes e na zona E existe um aumento de aproximadamente 6 vezes. Na zona F, o aumento das ϵ_3 é aproximadamente 9.3 vezes e na zona G cerca de 3.5 vezes em média, existindo picos de $20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Ao comparar o modelo a longo termo com o modelo intato, verifica-se uma diminuição das ϵ_3 de cerca de 36 % na zona C, um aumento de aproximadamente 4.6 vezes em média na zona D, onde são observados picos de deformações de cerca de $- 20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. Na zona E o aumento é de aproximadamente 6 vezes. Na zona F verifica-se um aumento de 6 vezes e na zona G um aumento de 2.25 vezes em média onde são atingidos picos de $- 16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Comparando as ϵ_3 entre o modelo a longo termo e o modelo no pós-operatório, na zona C existe uma redução de cerca de 39 %, na zona D cerca de 39 % e na zona E um aumento de cerca de 1.6 vezes. Na zona F existe um decréscimo de cerca de 36 % e na zona D uma diminuição de aproximadamente 36 %.

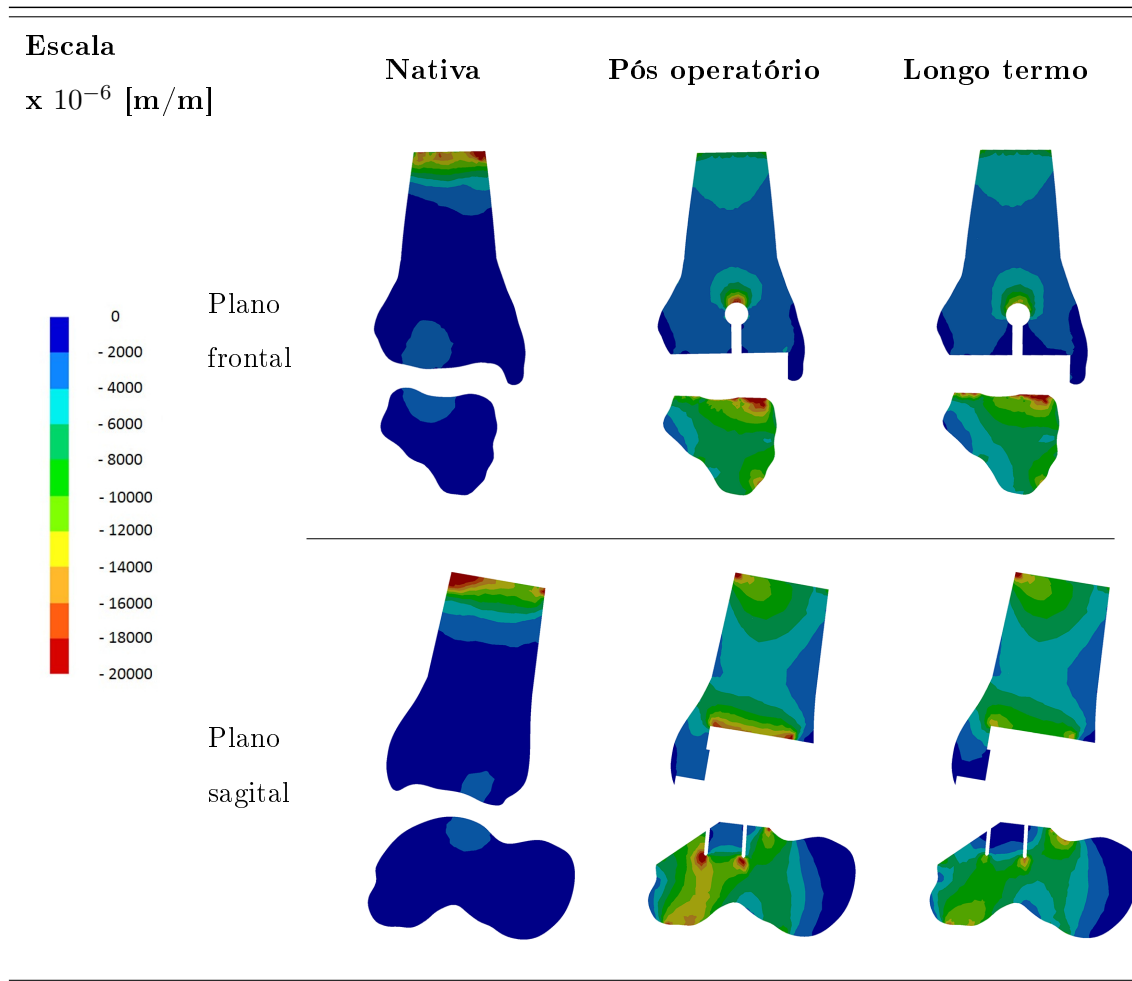


Figura 4.16: Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a dorsiflexão.

Flexão plantar

Na figura 4.17 as deformações principais mínimas (ϵ_3) no osso cortical na corrida na posição de flexão plantar estão ilustradas para o modelo intato, modelo pós-operatório e modelo a longo termo em corte frontal e sagital. O modelo onde são observadas ϵ_3 mais elevadas é o modelo pós-operatório na zona de contato da haste tibial com a tibia com valores médios de $-2600 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Fazendo uma comparação entre as ϵ_3 observadas no modelo pós-operatório com o modelo intato, é verificado um aumento de cerca de 1.06 vezes na zona C, um aumento médio de 2.8 vezes na zona D, com picos de $7000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e um aumento de aproximadamente 1.5 vezes na zona E. Analisando a zona F existe um aumento de 3.7 vezes. Na zona G as deformações principais mínimas mantêm-se em média inalteradas, mas com picos de $3300 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Comparando o modelo a longo termo com o modelo intato, na zona C existe uma diminuição de cerca de 34 %, na zona D um aumento médio de 2.6 vezes com picos de

7000×10^{-6} m/m e na zona E um aumento de 2.5 vezes. Analisando a zona F existe um aumento de aproximadamente 2.7 vezes e na zona G existe uma redução média de cerca de 35 %, apresentadno picos de deformações de aproximadamente 3300×10^{-6} m/m.

Ao comparar as ϵ_3 entre o modelo a longo termo e o modelo pós-operatório observa-se uma redução de cerca de 62.5 % na zona C, uma redução de cerca de 6 % na zona D e um aumento de aproximadamente 1.6 vezes na zona E. Na zona F a redução é de aproximadamente 27 % e na zona G de aproximadamente 65 %.

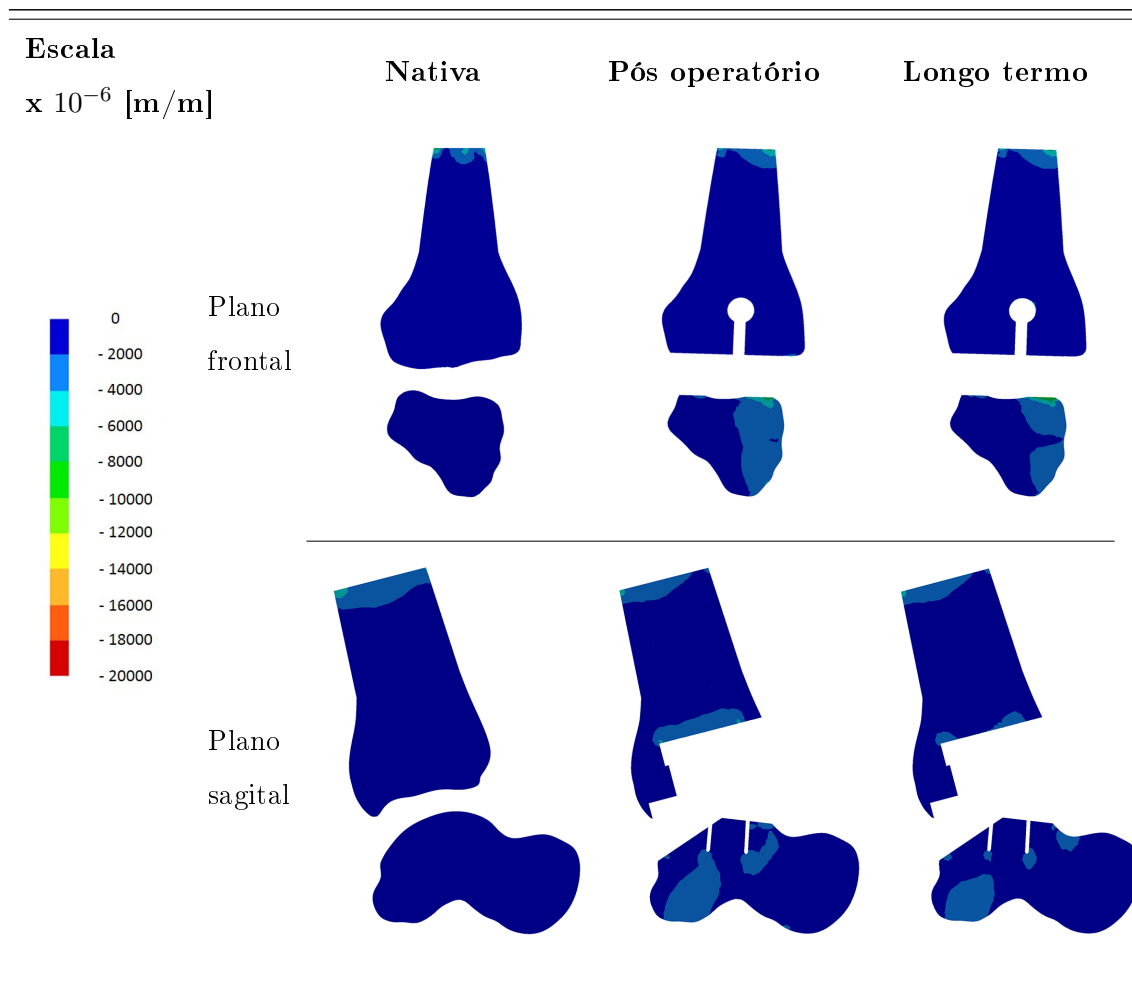


Figura 4.17: Deformacoes principais mínimas no osso esponjoso no plano frontal e no plano sagital na corrida para a flexão plantar.

4.3.3 Osso cortical

Neutral

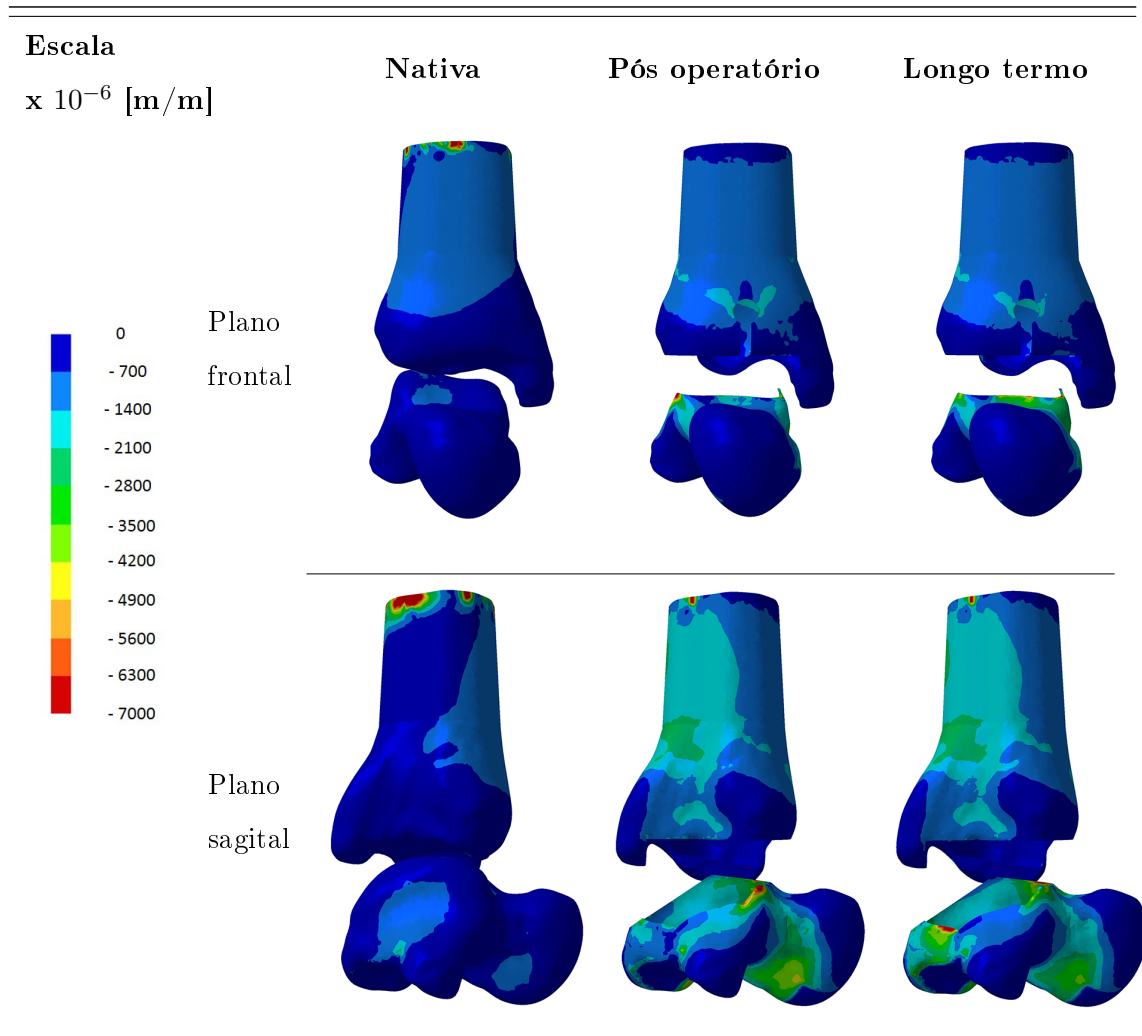


Figura 4.18: Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a posição neutral.

Na figura 4.18 estão ilustradas as deformações principais mínimas ϵ_3 no osso esponjoso na corrida na posição neutral para o modelo nativo, modelo pós-operatório e modelo a longo termo no plano frontal e no plano sagital. O máximo de ϵ_3 é observado no modelo de longo termo na zona B, onde o valor é em média $-4000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Fazendo uma comparação das ϵ_3 entre o modelo pós-operatório e o modelo intato, na zona A é observado um aumento de cerca de 3.4 vezes e na zona B cerca de 2.5 vezes.

Comparando o modelo longo termo com o modelo nativo, na zona A existe um aumento de deformações principais mínimas de cerca de 3.3 vezes e na zona B o aumento é de aproximadamente 6.7 vezes.

Analisando agora as ϵ_3 entre o modelo a longo termo e o modelo pós-operatório, verifica-se na zona A uma diminuição de cerca de 5 % e na zona B um aumento de aproximadamente 2.7 vezes.

Dorsiflexão

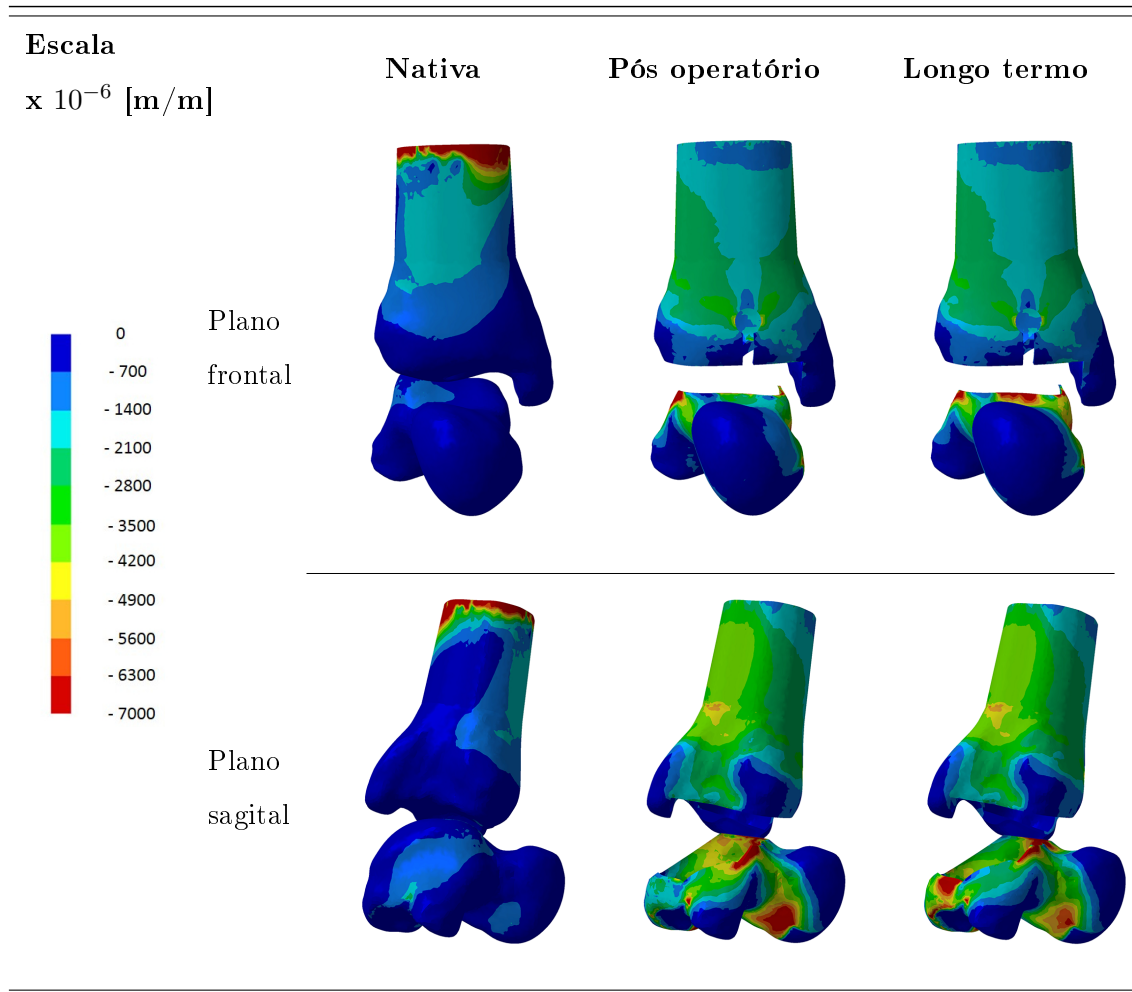


Figura 4.19: Deformações principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a dorsiflexão.

Na figura 4.19 as deformações principais mínimas ϵ_3 no osso cortical para a corrida na posição de dorsiflexão estão representadas no plano frontal e sagital. O modelo onde as deformações principais mínimas apresentam valores mais elevados é o modelo implantado a longo termo na zona B. Nesta zona o valor máximo das deformações principais mínimas é cerca de $- 6000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$.

Ao comparar as ϵ_3 entre o modelo pós-operatório e o modelo nativo, na zona A existe um aumento de cerca de 5.3 vezes. Na zona B existe um aumento de cerca de 5.7 vezes.

Analisando as deformações principais mínimas entre o modelo a longo termo e o

modelo nativo, na zona A existe um aumento de aproximadamente 5.2 vezes. Na zona B o aumento é de aproximadamente 8.5 vezes.

Comparando o modelo a longo termo com o modelo pós-operatório, na zona A as ϵ_3 apresentam valores muito próximos, na zona B as ϵ_3 apresentam um aumento de aproximadamente 1.5 vezes.

Flexão plantar

As deformações principais mínimas no osso esponjoso (ϵ_3) durante a corrida na posição de flexão plantar dos modelos: nativo, pós-operatório e longo termo estão ilustradas na figura 4.20 no plano frontal e no plano sagital. Após análise desta figura foi verificado que os valores máximos de ϵ_3 são observados no modelo a longo termo na zona B, com valores de aproximadamente - 1600×10^{-6} m/m.

Fazendo uma comparação das ϵ_3 entre o modelo no pós-operatório e o modelo nativo, na zona A existe um aumento de aproximadamente 4.3 vezes. Na zona B o aumento é de aproximadamente 2 vezes.

Ao comparar as deformações principais mínimas entre o modelo a longo termo com o modelo intato, na zona A existe um aumento de cerca de 4 vezes. Na zona B o aumento é de 4 vezes também.

Analisando a variação das ϵ_3 entre o modelo a longo termo e o modelo no pós-operatório, verifica-se na zona A uma redução de cerca de 8 % e na zona B um aumento de 2 vezes.

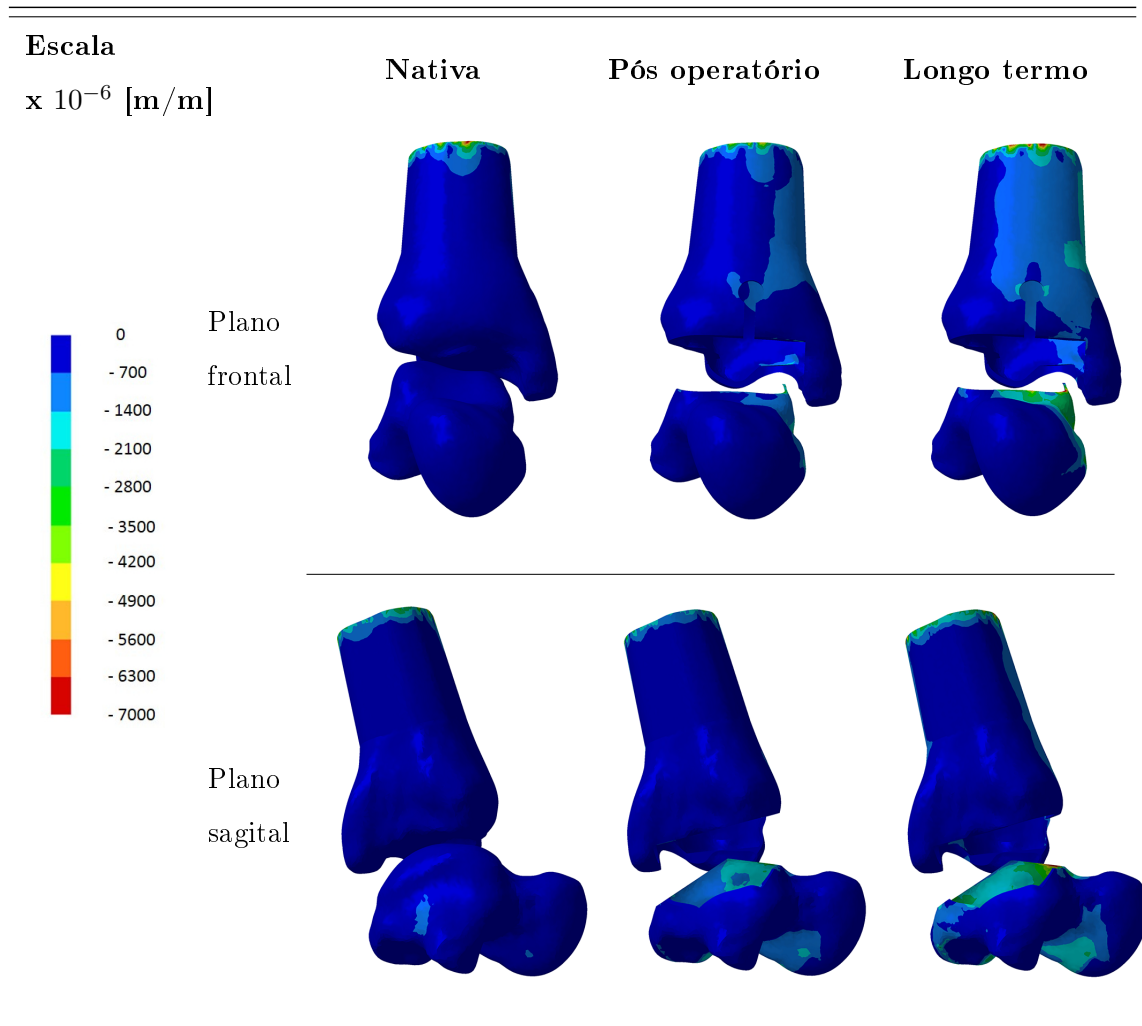


Figura 4.20: Deformacoes principais mínimas no osso cortical no plano frontal e no plano sagital na corrida para a flexão plantar.

As tensões de Von Mises máximas no caminhar estão representadas na figura 4.21. As tensões de Von Mises máximas nas componentes implante durante o caminhar são observadas na posição de dorsiflexão como pode ser observado. Na situação pós-operatório as tensões de Von Mises máximas na componente tibial são 86.6 MPa, na componente talar 208 MPa e na componente meniscal 16.3 MPa. Na situação a longo termo as tensões de Von Mises máximas na componente tibial 67 MPa, na componente talar 180 MPa e na componente meniscal 16 MPa. Na posição neutral as tensões de Von Mises máximas na situação pós-operatório são 56 MPa na componente tibial, 99 MPa na componente talar e 10 MPa na componente meniscal. No modelo a longo termo para a posição neutral as tensões de Von Mises máximas observadas são 43 MPa na componente tibial, 98 MPa na componente talar e 10 MPa na componente meniscal. Na flexão plantar as tensões de Von Mises máximas observadas são as menores. Para o modelo pós-operatório as tensões de Von Mises máximas na componente tibial são 37 MPa, na componente talar 36 MPa

4.3.4 Implante
4.3.4.1 Caminhar

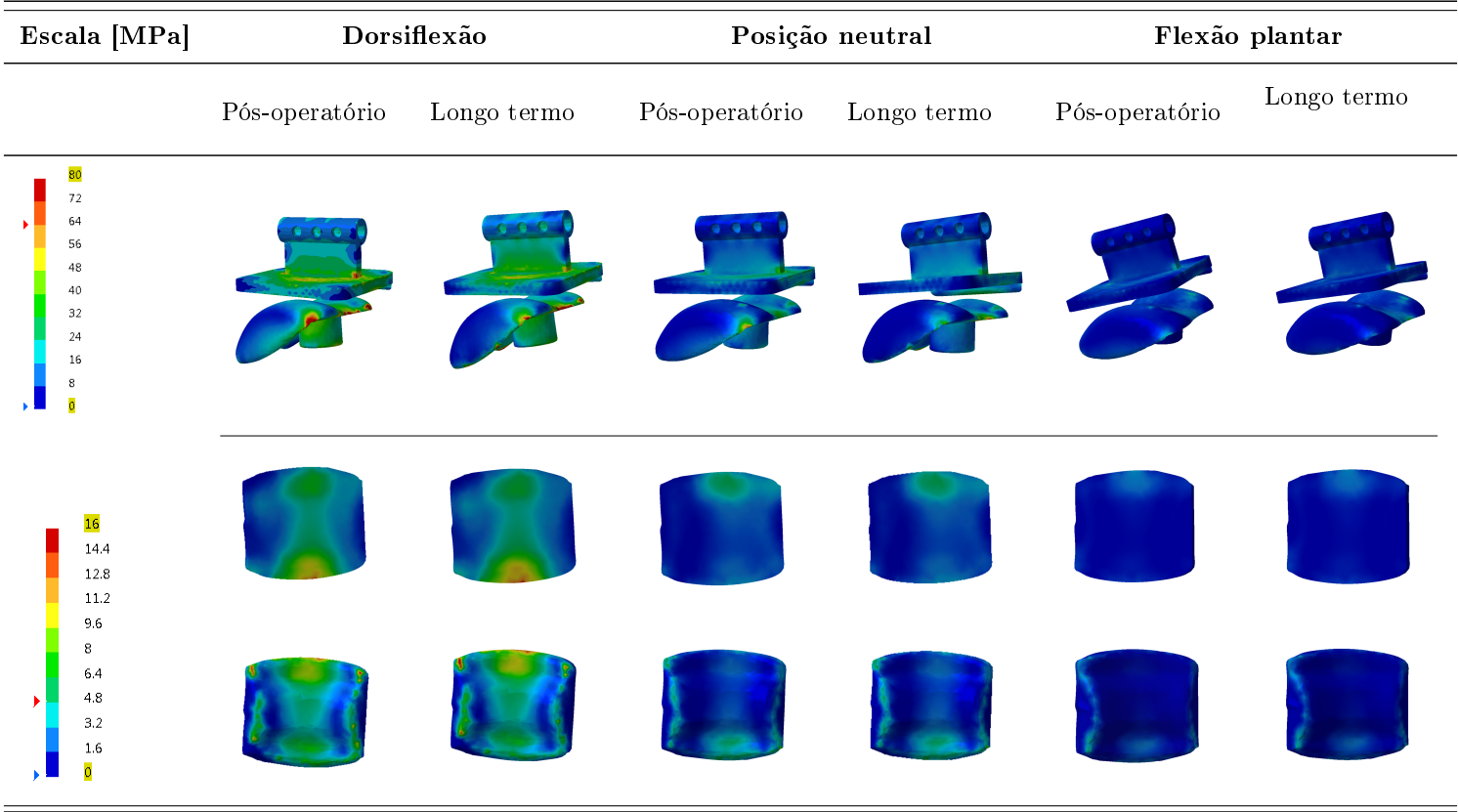


Figura 4.21: Tensões de Von Mises aplicadas no implante durante o caminhar.

e na componente meniscal 5 MPa. No modelo a longo termo as tensões de Von Mises máximas são 22 MPa na componente tibial, 64 MPa na componente talar e 5 MPa na componente meniscal.

As tensões de Von Mises na corrida estão ilustradas na figura 4.22. A posição da corrida onde as tensões de Von Mises se revelaram superiores é a dorsiflexão. Nesta posição, para o modelo pós-operatório, as tensões de Von Mises máximas na componente tibial são 222 MPa, na componente talar 450 MPa e na componente meniscal 36 MPa. Para o modelo a longo termo as tensões de Von Mises máximas são 158 MPa na componente tibial, 394 MPa na componente talar e 39 MPa na componente meniscal. Na posição neutral durante a corrida, as tensões de Von Mises máximas observadas no modelo pós-operatório são 123 MPa na componente tibial, 195 MPa na componente talar e 18 MPa na componente meniscal. No modelo a longo termo as tensões de Von Mises máximas na componente tibial são 80 MPa, na componente talar 181 MPa e na componente meniscal 18 MPa. A posição onde as tensões de Von Mises máximas são menores é a flexão plantar. Nesta posição, o modelo pós-operatório apresenta tensões de Von Mises máximas na componente tibial de 93 MPa, na componente talar 88 MPa e na componente meniscal 15 MPa. No modelo a longo termo as tensões de Von Mises máximas observadas na componente tibial são 53 MPa, 134 MPa na componente talar e 16 MPa na componente meniscal.

4.3.4.2 Corrida

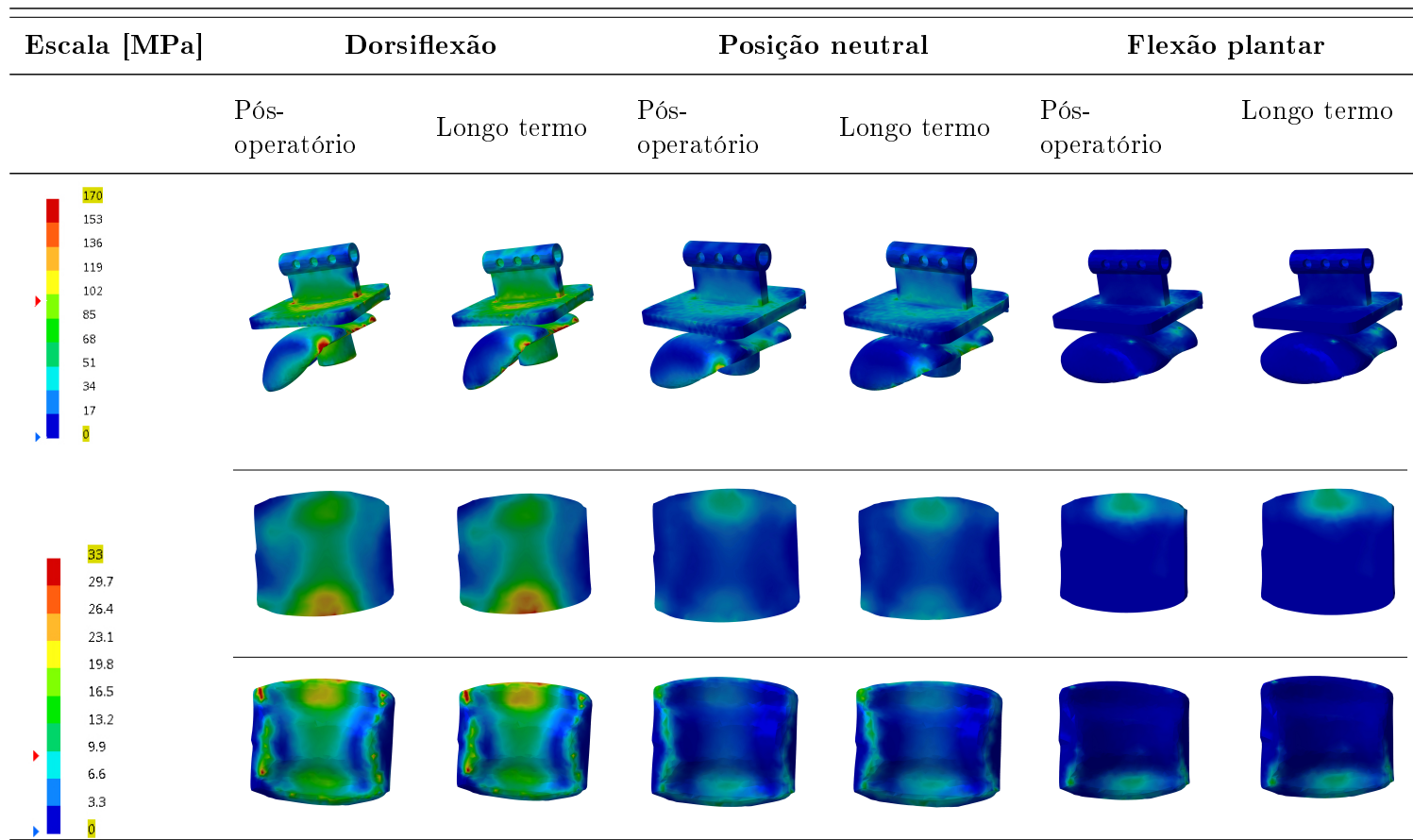


Figura 4.22: Tensões de Von Mises aplicadas no implante durante a corrida.

4.3.5 Micromovimentos

Com o intuito de avaliar a estabilidade do implante no modelo pós-operatório foi feita uma análise de micromovimentos nas interfaces prótese - osso ao longo do alinhamento assinalado na figura 4.8. Da análise dos micromovimentos é verificada a capacidade de osteointegração do implante. Nas figuras 4.23, 4.24, 4.25 e 4.26 estão representados os micromovimentos nas interfaces estudadas.

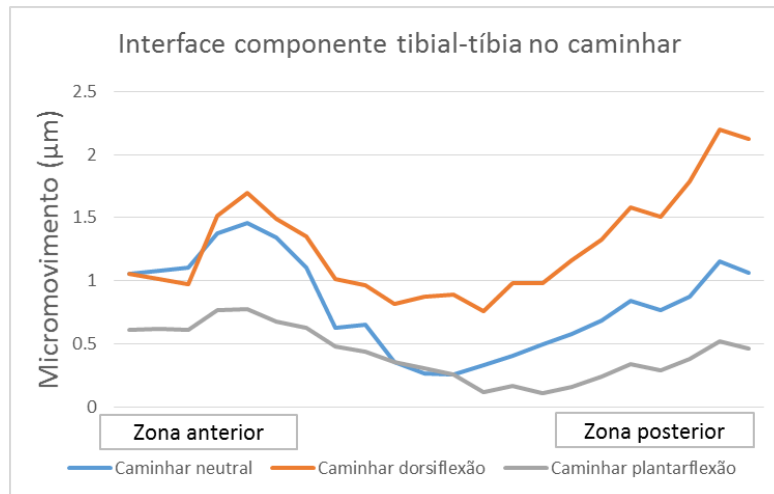


Figura 4.23: Micromovimentos na interface componente tibial-tíbia no caminhar.

Os micromovimentos na interface componente tibial-tíbia no caminhar estão ilustrados na figura 4.23. Os valores mais elevados dos micromovimentos nesta interface durante o caminhar são observados na zona posterior do implante. O valor mais elevado é observado na posição de dorsiflexão com um valor de aproximadamente 2.2 μm . Os valores mínimos são observados para a posição de flexão plantar na zona medial do implante com um valor de aproximadamente 0.2 μm .

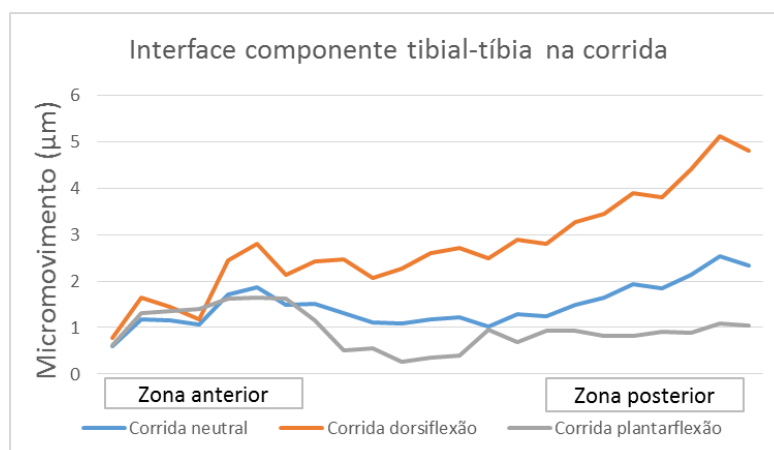


Figura 4.24: Micromovimentos na interface componente tibial-tíbia na corrida.

Os micromovimentos na interface componente tibial-tíbia na corrida estão representados na figura 4.24. Após analisar a figura é concluído que os valores destes variam

entre 0.15 e aproximadamente 5.1 μm . Os valores mais elevados são observados para o movimento de dorsiflexão na zona posterior do implante, enquanto que os valores mais baixos são atingidos no movimento de flexão plantar na zona medial.

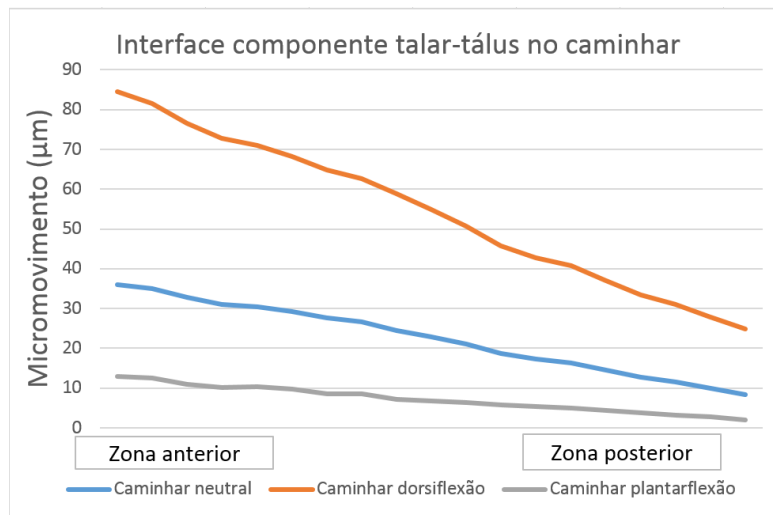


Figura 4.25: Micromovimentos na interface componente talar-tálus no caminhar.

Os micromovimentos ocorridos na interface componente talar-tálus no caminhar estão ilustrados na figura 4.25. Os valores mais elevados nesta interface no caminhar são observados para a posição de dorsiflexão na zona posterior do implante, com um máximo de aproximadamente 85 μm . Os valores mais baixos ocorrem na flexão plantar na zona posterior e o seu valor mínimo é aproximadamente 2 μm .

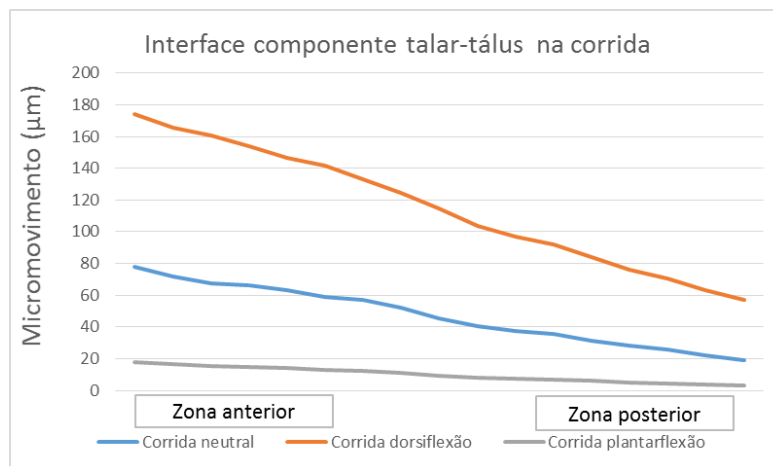


Figura 4.26: Micromovimentos na interface componente talar-tálus na corrida.

Na figura 4.26 estão representados os valores dos micromovimentos na interface componente talar-tálus durante a corrida. Da análise da figura é observado que os valores máximos são atingidos na posição de dorsiflexão na zona posterior, sendo o máximo aproximadamente 175 μm . Os valores mínimos são atingidos na posição de flexão plantar na zona posterior e são aproximadamente 2 μm .

4.4 Discussão

No capítulo 4 foram estudados vários parâmetros biomecânicos relativos à articulação do tornozelo. Os níveis de deformações mínimas no osso esponjoso na articulação do tornozelo foram um dos parâmetros em estudo neste capítulo. O estudo das deformações principais mínimas na articulação do tornozelo tem como principal objetivo avaliar as zonas mais críticas da articulação após implante. Após a análise das regiões críticas é verificada a possibilidade de dano ósseo, quer por sobrecarga localizada, o que poderá levar a possível fratura como pela diminuição substancial de deformações, o que poderá levar à reabsorção óssea por efeito de stress-shielding. Outro parâmetro estudado neste capítulo foi o nível das tensões de Von Mises no implante. Este estudo permite avaliar a resistência da prótese. Por fim, com o intuito de analisar a estabilidade do implante foi realizada uma análise aos micromovimentos entre o implante e o osso.

Após análise das deformações principais mínimas no osso esponjoso foi concluído que o caso mais severo para a articulação do tornozelo é o exercício de corrida tanto no modelo pós-operatório como no modelo implantado a longo termo. No exercício de caminhada, o modelo que apresenta mais risco de dano ósseo é o modelo pós-operatório nas posições neutrais e de dorsiflexão.

Os valores de deformações principais mínimas no osso esponjoso para os quais existe risco de surgimento de microdanos estão compreendidos no intervalo $4600 - 6300 \times 10^{-6}$ m/m [47].

Ao analisar as deformações principais mínimas no osso esponjoso, verificam-se que para o caminhar no modelo pós-operatório as deformações principais mínimas máximas são aproximadamente -7000×10^{-6} m/m na posição neutral, na zona de contacto entre a cabeça do tálus e a componente talar, -8000×10^{-6} m/m na posição de dorsiflexão na zona de contacto da quilha da componente talar com o corpo do tálus e na posição de dorsiflexão o valor máximo é de aproximadamente 1900×10^{-6} m/m. Comparando estes resultados com um estudo efetuado com o intuito de verificar o risco de dano ósseo [47] é verificado que este existe na posição neutral e de dorsiflexão.

Analisando as deformações principais mínimas no osso esponjoso durante a corrida no modelo pós-operatório, encontramos valores de pico na posição neutral de aproximadamente -14000×10^{-6} m/m, na posição de dorsiflexão cerca de -25000×10^{-6} m/m e na flexão plantar os valores máximos são de cerca de -7000×10^{-6} m/m. Todos estes valores apontam para possível risco de fratura óssea do osso esponjoso [47]. No modelo a longo termo as deformações principais mínimas ultrapassam os 6300×10^{-6} m/m em todas as posições estudadas, sendo a zona mais afetada a zona de contacto da componente talar com a cabeça do tálus. Assim sendo existe risco de fratura óssea no osso esponjoso durante todo o momento de corrida.

As deformações principais mínimas para as quais se inicia a modelação óssea no osso cortical estão compreendidas entre $2000 - 3000 \times 10^{-6}$ m/m, acima de 3000×10^{-6} m/m o risco de fratura é iminente. [48]

No osso cortical durante o caminhar o modelo que apresenta maior risco de dano ósseo é o modelo a longo termo na zona de contacto da componente talar com o tálus. Durante a corrida o modelo que apresenta maior risco de dano é o modelo a longo termo também na mesma zona.

Ao analisar as deformações principais mínimas no movimento do caminhar, verificamos que para o modelo pós-operatório as deformações principais mínimas máximas são

- 1800×10^{-6} m/m na posição neutral, na zona de contacto da componente talar com o tálus, - 3000×10^{-6} m/m na posição de dorsiflexão e - 800×10^{-6} m/m na posição de flexão plantar, sempre na zona de contacto da componente talar com o tálus. Ao comparar estes valores com o intervalo de valores $2000 - 3000 \times 10^{-6}$ m/m encontrado na literatura [48] é verificado que existe possibilidade de ocorrência de danos ligeiros que poderão ser reparados.

Analisando as deformações principais mínimas na corrida é verificado que o valor máximo na posição neutral é aproximadamente -1600×10^{-6} m/m na zona de contacto do tálus com a componente talar, -6000×10^{-6} m/m para a posição de dorsiflexão na mesma zona e - 1600×10^{-6} m/m para a posição de flexão plantar. Ao comparar com os valores presentes na literatura [48] é concluído que na posição de dorsiflexão existe risco de dano ósseo no osso cortical.

Comparando as deformações principais mínimas entre o modelo intato e o modelo a longo termo é observada uma redução das deformações principais mínimas em todos os casos estudados na zona de contacto da haste tibial com a tibia. Esta situação leva à origem do efeito de stress-shielding. [12] Este efeito pode levar à reabsorção óssea, o que poderá originar a migração do implante. Caso exista migração do implante há possibilidade de falha da artroplastia.

Após toda a análise inerente às deformações principais mínimas no osso, foram analisadas as tensões de Von Mises nos componentes do implante. A tensão limite de cedência da liga de cromo-cobalto, material que compõe a componente tibial e talar, é de aproximadamente 1300 MPa [12], enquanto que a tensão limite de cedência da componente meniscal, polietileno de ultra alta densidade, é de aproximadamente 20 MPa [12]. Analisando os resultados foi verificado que para as componentes tibial e talar, não existe risco de cedência em qualquer dos casos estudados, sendo o valor mais alto observado na posição de dorsiflexão durante a corrida a curto termo, onde a componente talar apresenta tensões de Von Mises pico de aproximadamente 450 MPa. Em relação à componente meniscal em polietileno de ultra alta densidade existe risco de cedência na posição de dorsiflexão durante a corrida, com valores pico de 36 MPa no modelo pós-operatório e 39 MPa no modelo a longo termo, estes valores são entre 75% a 100% superiores à tensão de cedência do polietileno de ultra alta densidade. [12] Na corrida na posição neutral, no modelo a longo termo as tensões de Von Mises observadas na componente meniscal são de aproximadamente 19 MPa, valor perto do limite de cedência.

A estabilidade dos implantes é importante para garantir o sucesso da artroplastia. Um estudo realizado em 1998 no instituto Straumann na Suíça concluiu que os micromovimentos na interface osso - prótese atingem um valor crítico aproximadamente nos 150 μ m a partir do qual a estabilidade do implante não é garantida.[49] Ao analisar os resultados obtidos neste trabalho, é verificado que para o caminhar o valor dos micromovimentos não sugere risco de migração do implante. Na corrida, na posição de dorsiflexão o valor máximo dos micromovimentos entre a componente talar e o tálus é de aproximadamente 175 μ m, que é superior ao valor máximo de 150 μ m o que sugere risco de estabilidade.

Capítulo 5

Conclusões e trabalhos futuros

O presente trabalho foi realizado com o intuito de conhecer melhor a biomecânica do tornozelo tanto intato como implantado, ficando assim a perceber de que forma a artroplastia afeta o comportamento da mesma. Devido à diversidade humana, todos os tornozelos são diferentes, logo é difícil chegar a uma solução que seja comum a todos os indivíduos. As simulações realizadas neste trabalho permitiram avaliar vários parâmetros biomecânicos da articulação do tornozelo. Estes parâmetros foram comparados entre a articulação nativa e pós artroplastia. Não foi realizado um modelo experimental real logo não existiu a possibilidade de validação dos resultados obtidos.

Nas várias simulações realizadas foram observadas transferências de carga diferentes comparando os modelos implantados com o modelo nativo. Estas variações na carga, demonstram um aumento das deformações principais mínimas acentuado aplicadas nos ossos. Este aumento das deformações é mais acentuado no modelo pós-operatório durante o caminhar. Durante a corrida o aumento das deformações principais mínimas é bastante acentuado tanto na situação pós-operatória como na situação a longo termo. Este aumento pode levar à falha da artroplastia por dano ósseo devido a sobrecarga localizada. Devido a este risco existe necessidade de utilização de acessórios que auxiliem a marcha no pós-operatório, tais como muletas. A corrida não é de todo aconselhada a um paciente após realizar artroplastia com a prótese *Salto Talaris*® *Total Ankle Prosthesis*.

Contrariamente ao evidenciado no parágrafo anterior, na zona de contacto da haste tibial com a tibia existe uma redução acentuada das deformações principais mínimas, o que levará à ocorrência do efeito de stress-shielding. Este efeito pode levar à reabsorção óssea em torno do implante, o que poderá resultar na falência do mesmo devido a este migrar. Este efeito é impossível de contornar, pelo que não há nada a fazer para o poder aliviar.

O implante apenas apresenta riscos de falha devido à resistência do material e riscos de estabilidade durante o ciclo de corrida. Como a corrida é totalmente desaconselhada após a artroplastia estes não serão um problema no sucesso do tratamento.

Com vista a melhorar este trabalho é necessária a construção de um modelo real que represente a articulação tanto nativa como implantada, para proceder a ensaios laboratoriais. Estes ensaios irão permitir verificar a validade dos resultados das simulações numéricas. Para complementar este trabalho é também conveniente realizar um estudo das forças aplicadas na articulação do tornozelo durante a atividade de subir escadas, para com os resultados realizar um estudo do comportamento da articulação nesta situação.

Referências

- [1] D. Rodrigues, “Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty : Stress Analysis and Bone Remodeling,” *Instituto Superior Técnico*, 2013.
- [2] M. Jackson and D. Singh, “Total ankle replacement,” *Current Orthopaedics*, vol. 17, pp. 292–298, aug 2003.
- [3] M. F. H. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*. Elsevier Ltd, 5^a edição ed., 2011.
- [4] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e Fisiologia*. McGraw Hill Higher Education, 6 ed., 2000.
- [5] D. R. Peterson and J. D. Bronzino, *Biomechanics - Principles and applications*. CRC Press, 2008.
- [6] R. Cailliet, *Foot and ankle pain*. FA Davis Company, 1968.
- [7] J. Michael, A. Golshani, S. Gargac, and T. Goswami, “Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement,” *J Mech Behav Biomed Mater*, 2008.
- [8] M. Nordin and V. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [9] S. Sarrafian, “Biomechanics of the subtalar joint complex,” *Clin Orthop Relat Res*, vol. 290, no. 17-26, 1993.
- [10] D. Knudson, “Fundamentals of Biomechanics,” *Journal of Chemical Information and Modeling*, vol. 53, 2003.
- [11] M. Barata, “Bone Remodeling Analysis After Total Ankle Arthroplasty,” *Instituto Superior Técnico*, 2014.
- [12] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica músculo-esquelética e ortopédica*. Publindústria, Produção de Comunicação, Lda., 1^a edição ed., 2011.
- [13] J. Hamil, K. M. Knutzen, and T. R. Derrick, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. 1^a ed., 1999.
- [14] “<http://www.pessemdor.com.br/dores/diagnostico-de-dores/tipo-de-pisada-pronada-supinada/> . aceso em: Fevereiro de 2016.”
- [15] S. c. P. Cachinho, “Titanio macroporoso para osteointegracao replicacao inversa de esponjas polimericas, Dissertacao de Mestrado,” 2006.

- [16] T. Wehner, L. Claes, and U. Simon, "Clinical Biomechanics Internal loads in the human tibia during gait," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 3, pp. 299–302, 2009.
- [17] S. Sasimontongkul, B. K. Bay, and M. J. Pavol, "Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 15, pp. 3503–3509, 2007.
- [18] A. H. Hansen, D. S. Childress, S. C. Miff, S. a. Gard, and K. P. Mesplay, "The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses.," oct 2004.
- [19] J. M. Michael, A. Golshani, S. Gargac, and T. Goswami, "Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement.," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 1, pp. 276–94, oct 2008.
- [20] D. T. Felson, "Osteoarthritis as a disease of mechanics.," *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, vol. 21, pp. 10–5, jan 2013.
- [21] B. Hintermann, *Total Ankle Arthroplasty - historical overview, current concepts and future perspectives*. SpringerWienNewYork, 2005.
- [22] "http://www.aofas.org/footcaremd/treatments/Pages/Ankle-Arthrodesis.aspx acessado em Fevereiro de 2016."
- [23] O. Articles, "66 Total ankle replacement (TAR)," in *OrthopaedicsOne Articles*, pp. 318–372.
- [24] J. a. Vickerstaff, A. W. Miles, and J. L. Cunningham, "A brief history of total ankle replacement and a review of the current status.," dec 2007.
- [25] J. Sproule, T. Chin, and A. Amin, "Clinical and Radiographic Outcomes of the Mobility Total Ankle Arthroplasty System Early Results From a Prospective Multicenter Study," *Foot & Ankle International*, 2013.
- [26] W. M. Device, "http://www.whichmedicaldevice.com/by-manufacturer/86/373/mobility-total-ankle-replacement-tar."
- [27] "http://www.coringroup.com/medical_professionals/products/extremities/zenith/implant/ acessado em Março de 2016."
- [28] T. Millar and S. Garg, "The Zenith total ankle replacement: early results of the first 50 cases in a non-inventor series," *Orthopaedic Proceedings*, 2013.
- [29] Metalimplants, "http://metalimplants.com.ar/zenith/, acessado em Fevereiro de 2016."
- [30] S. Giannini, M. Romagnoli, J. J. O'Connor, F. Catani, L. Nogarin, B. Magnan, F. Malerba, L. Massari, M. Guelfi, L. Milano, A. Volpe, A. Rebecato, and A. Leardini, "Early clinical results of the BOX ankle replacement are satisfactory: a multicenter feasibility study of 158 ankles.," *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, vol. 50, no. 6, pp. 641–7, 2011.

- [31] M. Bonnin, T. Judet, J. Colombier, F. Buscayret, N. Gravelleau, and P. Piriou, "Midterm results of the Salto Total Ankle Prosthesis," 2004.
- [32] A. & F. C. of Everett, "<http://www.ankleandfootnorthwest.com/ankle-conditions.html>, acessado em Agosto de 2016."
- [33] C. S. Cowin, *Bone Mechanics*. Boca Raton, Florida: CRC Press Inc., 1989.
- [34] P. Rho, JY; Kuhn-Spearing, L; Zioupos, "Mechanical properties and the herarchical structure of bone," *Medical Engineering and Physics*, vol. 20, no. 2, pp. 92–102, 1998.
- [35] D. D. Anderson, J. K. Goldsworthy, K. Shivanna, N. M. Grosland, D. R. Pedersen, T. P. Thomas, and A. Et, "Intra-articular contact stress distributions at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element analysis as a metric of degeneration propensity," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 5, pp. 82–89, 2006.
- [36] J. Falsig, I. Hvid, and N. C. Jensen, "Finite element stress analysis of some ankle joint prostheses," *Clinical biomechanics*, vol. 1, no. variant 1, pp. 71–76, 1986.
- [37] J.-P. Berteau, C. Baron, M. Pithioux, P. Chabrand, and P. Lasaygues, "Mechanical properties of children cortical bone: A bimodal characterization," *Acoustics 2012*, no. August 2016, pp. 1–5, 2012.
- [38] J. NC, I. Hvid, and K. Kroner, "Strength patterns of cancellous bone at the ankle joint," *Eng Med*, vol. 17, pp. 71–76, 1988.
- [39] K. a. Athanasiou, G. T. Liu, L. a. Lavery, D. R. Lanctot, and R. C. Schenck, "Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 348, no. March, pp. 269–281, 1998.
- [40] G. Lewis and G. E. Austin, "A Finite Element Analysis Study of Static Stresses in a Biomaterial Implant," *Innovations and Technology in Biology and Medicine*, vol. 15(5), pp. 634–644, 1994.
- [41] D. DeHeer and B. Hillberry, "The Effect of Thickness and Nonlinear Material Behaviour on Contact Stresses in Polyethylene Tibial Components," *38th Annual Meeting of the ORS*, p. 327, 1992.
- [42] R. A. Serway, *Physics for scientists and Engineers*. Saunders (W.B.) Co Ltd, 3ª edição ed., 1992.
- [43] A. Shirazi-Adl, M. Dammak, and G. Paient, "Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 27, no. 2, pp. 167–175, 1992.
- [44] D. Rancourt, A. Shirazi-Adl, G. Drouin, and G. Paient, "Friction Properties of the Interface between Porous-Surfaced Metals and Tibial Cancellous Bone," *J Biomed Mat Res*, vol. 24, no. 11, pp. 1503–1519, 1990.

- [45] M. Viceconti, R. Muccini, M. Bernakiewicz, M. Baleani, and L. Cristofolini, “Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration,” *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 12, pp. 1611–1618, 2000.
- [46] A. Hashemi and A. Shirazi-Adl, “Finite Element Analysis of Tibial Implants - Effect of Fixation Design and Friction Model,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 3, no. 3, pp. 183–201, 2000.
- [47] S. Nagaraja, T. L. Couse, and R. E. Guldberg, “Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression,” *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 4, pp. 707–716, 2005.
- [48] S. C. Su, J. G. Skedros, K. N. Bachus, and R. D. Bloebaum, “Loading conditions and cortical bone construction of an artiodactyl calcaneus,” *The Journal of experimental biology*, vol. 202, no. Pt 22, pp. 3239–54, 1999.
- [49] S. Szmukler-Moncler, H. Salama, Y. Reingewirtz, and J. Dubruille, “Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature,” *J Biomed Mater Res.*, vol. 43, pp. 192–203, 1998.